

92年7月

## 乳房超音波影像腫瘤輪廓切割

黃育仁\*      郭明怡†      曾怡真†  
吳曉雯†      郭芳甄†      趙富雄†

### 摘 要

在眾多類型的乳癌診斷程序中，超音波診斷是一種最為人接受且不會對人體產生副作用的科技，而且由於超音波掃描儀的低價位、便利性、廣泛性、及時性，使得超音波腫瘤影像成為臨床上醫生初次診斷乳癌的利器。然而，由於超音波影像中常含有大量的斑點、雜訊及組織紋理，容易因為操作超音波掃描儀的醫師訓練程度不同而產生不同的結果。所以在本論文中，利用超音波腫瘤影像的特性，採用分水嶺轉換(watershed transform)進行影像的切割，將腫瘤影像分割成不同屬性的區域，再利用區域影像屬性之差異，將相同屬性的區域加以整併，準確切割出腫瘤的輪廓，使找到的輪廓可以近似經驗豐富的醫師所認定的輪廓，由實驗結果得知，此方法描繪出的腫瘤輪廓與醫生手繪的腫瘤輪廓近似程度相當高。

關鍵詞：分水嶺轉換、乳房超音波、腫瘤輪廓近似、醫學影像、影像切割

### 一、前 言

近年來因逐漸西化的飲食習慣、日益嚴重的環境污染、生活習慣的改變等因素，婦女乳癌的發生率快速地上升，在已開發國家與開發中國家，乳癌已分別成為婦女癌症死因的第一位與第二位。根據1993年發表在International Journal of Cancer期刊中的文章指出，歐美先進國家每八個婦女人就有一人罹患乳癌[1]，美國癌症協會(American Cancer Society)更在1999年指出乳癌是已開發國家中婦女死因的第一位[2]，醫界亦指出，早期治療這個疾病是減少乳癌致死的最好方法。但是早期治療取決於早期診斷，早期診斷需要一個精確和可靠的診斷程序。在眾多類型的乳癌診斷程序中，超音波診斷為一種“公認為接受度最高”且不會對人體產生副作用的檢驗，由於超音波掃描儀的低價位、便利性、廣泛性、及時性，使之成為大小醫療院所必備的診斷工具，所以超音波掃描成為臨床上醫生初次診斷乳癌的利器。然而，超音波影像常含有大量的斑點、雜訊及組織紋理，容易因為操作超音波掃描儀的醫師訓練程度不同而產生不同的結果，

---

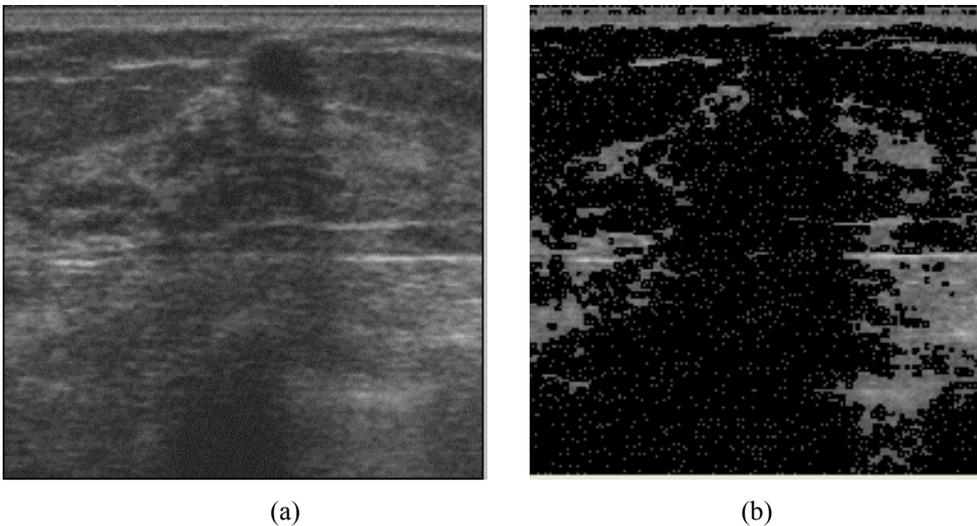
\* 東海大學資訊工程與科學系

對超音波影像診斷方法的精確度產生爭議，事實上，並非所有醫師均可以使用目測超音波腫瘤影像來判斷腫瘤的良惡性，因此可能產生誤診的狀況，輕則使病人白挨一刀，嚴重的話更會導致延誤病情導致情況惡化。因此，爲了增加醫師在初期判斷腫瘤特性的正確率，本論文提出此一電腦醫學腫瘤輪廓切割法，主要的功能即是利用腫瘤的影像特性-腫瘤平均色階與色階變異數，將乳房超音波影像中的腫瘤自動定位，醫師可透過本系統取得腫瘤的輪廓，進而載入電腦輔助診斷系統 (CAD) [3-6]來分析腫瘤之良惡性。

於以下章節詳述此系統之方法，第二節介紹使用影像前處理技巧除去超音波影像中的斑點及雜訊，第三節敘述完成前處理之影像切割方法，第四節介紹過小的切割區域合併法，以便得到精確的腫瘤輪廓，實驗結果顯示於第五節，最後，第六節爲此論文之結論。

## 二、超音波影像前處理

一般而言，超音波影像中常常充斥許多雜訊與斑點，若直接對腫瘤影像進行切割，常因爲超音波影像中之雜訊過多而產生過於碎裂之切割 (over-segmentation)，如圖一所示。因此本論文使用低通濾波模糊法來減少影像中的雜點，處理後的影像在使用分水嶺切割法產生較完整的區域，近似腫瘤真實的輪廓。

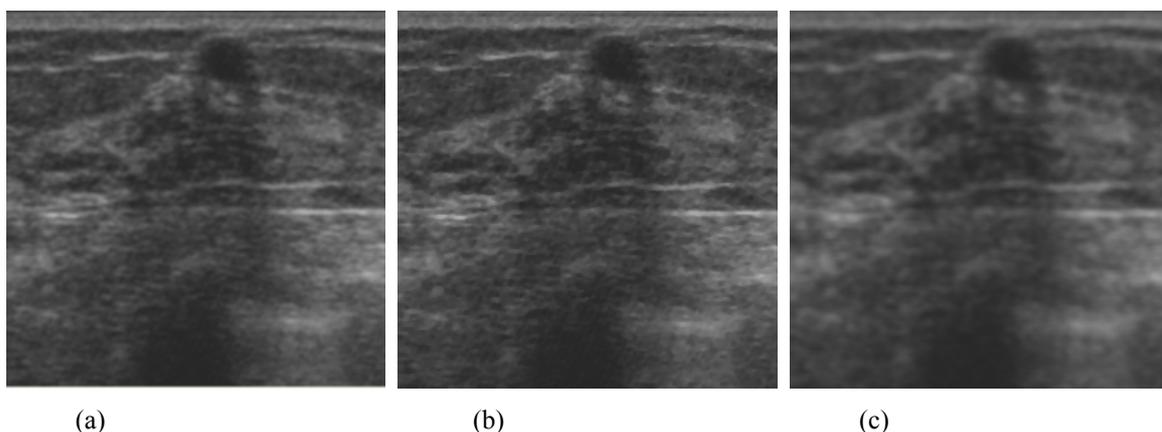


圖一、(a)腫瘤原圖; (b)過於碎裂之切割結果，較亮之點爲雜訊所造成的切割區域。

---

† 朝陽科技大學資訊管理系

此論文採用三種常用且快速之影像低通濾波器(Low-pass filter)配合不同之 window 大小來降低雜訊之影響，分別為平均數、中位數、高斯濾波[7]，本論文測試此三種濾波器後，結果顯示高斯低通濾波能夠去除最多非必要的雜訊，有利分水嶺影像切割之進行，其中圖二為圖一(a)使用此三種低通濾波器之處理結果。



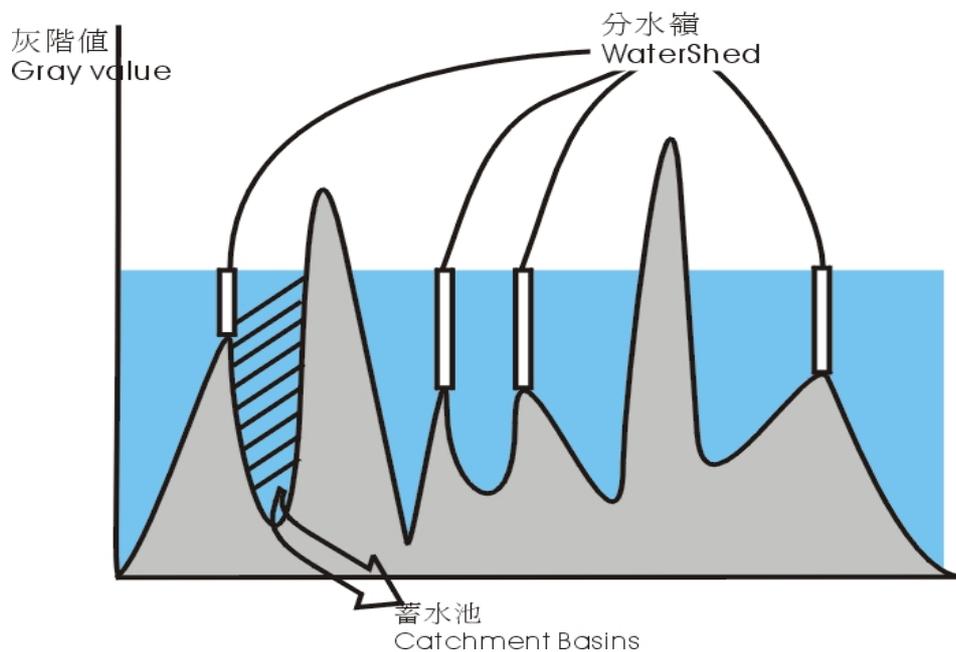
圖二、(a)平均數濾波，(b)中位數濾波，(c)高斯濾波。

### 三、腫瘤輪廓切割

本論文中，我們採用效果良好的分水嶺轉換(Watershed Transform)來切割腫瘤輪廓[8-10]，此法使用地理學的觀點，將數位影像視為一個地形表面，影像灰階值的變化定義為地形的高低起伏，灰階值最高的像素點便是地形上的最高點，灰階值變動得越劇烈，地勢也就越陡峭。一般而言，分水嶺轉換分為 Immersion 與 Rain falling (flooding) 兩種。其中以 Immersion 方法較常被用來找尋影像區域的輪廓，本論文主要目標在於尋找腫瘤影像的輪廓，因此採用 Immersion 的方式尋找腫瘤影像中的分水嶺，亦就是插繪出區域的輪廓線。Immersion 方式的分水嶺轉換可以歸類為是以不同區域(Region)為基礎的影像分割方法，所謂的區域就好像是地形中的低窪地區所形成的蓄水池 (Catchment basins)，由最低點慢慢填滿山谷，直到兩個不同蓄水池的水將混和在一起的那一點，便開始建水壩以隔開不同蓄水池。水會一直淹到地表的最高點才會停止。最後地表會被水壩分割成很多的區域，而這些將水隔開的水壩，便是我們所稱做的分水嶺，影像中的分水嶺亦就是被分割區域的邊界。

為了分辨這些不同的蓄水池，這些蓄水池必須分別標上不同的記號，因蓄水池是像素的集合，所以這個記號也就等於蓄水池當中所有像素點的標籤，雖然像素點分佈在圖中不同的位置，

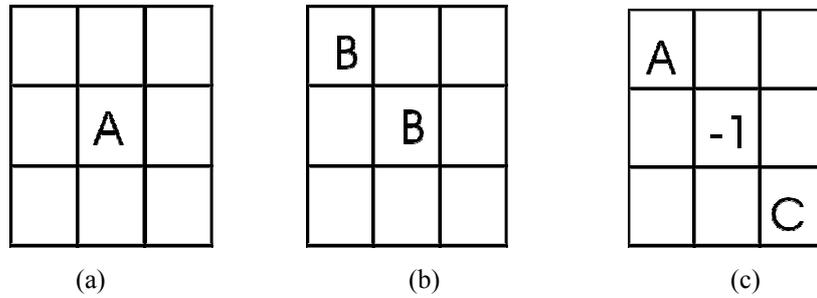
但相同的標籤代表相同的蓄水池，也就是相同的區域。所有的區域屬性雖然不同但可以被歸類，有著相同屬性的區域將代表某種特殊意義，這些屬性將提供之後的區域整併參考。Immersion的方法由整張影像的最小灰階值開始處理，逐步遞增其灰階值，亦就是水位的高度，當水淹到某一個高度，可能會使兩個不同的蓄水池的水合併在一起時，我們便在此兩個不同的蓄水池的接觸線築起一道水壩，將這兩個不同的蓄水池隔開。影像會有許多的高低起伏，有許多低窪的區塊會形成蓄水池，為了隔開這些蓄水池，於是要建很多水壩，也就是會有很多的分水嶺，當一張影像從最低點淹滿整張圖片，便可以分隔出許多區域，這些區域就是影像切割之結果，圖三為分水嶺形成示意圖。



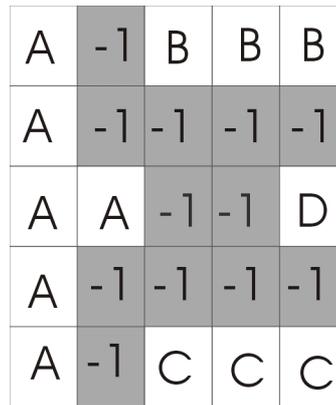
圖三、分水嶺轉換

在 Immersion 的過程中，蓄水池當中的像素值都是屬於同一個區域，具有相同的標籤，由此標籤便可知道像素點是屬於哪一個蓄水池，在淹水的過程，我們會檢查每個像素的鄰近像素，亦就是每一個像素都會有 8 個相鄰像素(8 相鄰)。當中心點周遭的鄰居都沒有被貼上標籤，表示相鄰區域都還高於水位，這時我們會給中心點一個新的標籤，如圖四(a)；如果相鄰區域當中任何一個已被標上記號，而這個標籤並不是分水嶺時，那麼這個中心點與相鄰區域應屬於同一個蓄水池，所以中心點的標籤與相鄰區域的標籤會是一致的，如圖四(b)。最後，如果相鄰區域有二種以上的標籤，表示中心點處於許多蓄水池之間，為了分別不同的區域，我們將中心點視為分水嶺，標上代表分水嶺的標籤，本論文將分水嶺之記號設定為 -1，如圖四(c)，重複將此方法

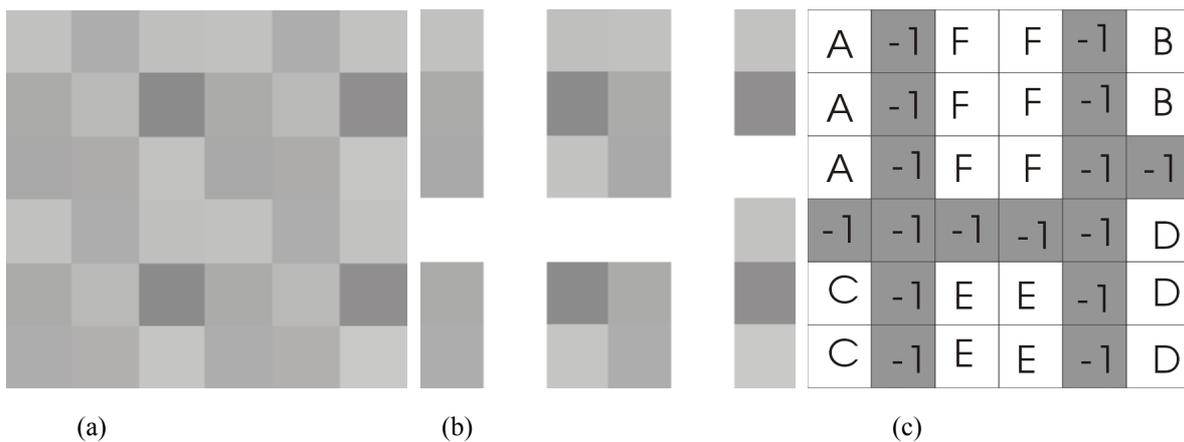
針對影像中所有之像素處理，可完成分水嶺切割，如圖五所示。圖六(a)為一 6 × 6 之灰階影像，如果利用影像灰階值進行切割，經分水嶺轉換處理後如圖六(b)，其中白色像素點便是隔開不同區域的分水嶺；圖六(c)為像素的標籤值。



圖四、(a)相鄰區域沒有標籤為中心點貼上新的標籤，(b)相鄰區域已有標籤且只有一種，中心的標籤應與新區域的標籤相同，(c)相鄰區域有 2 個以上標籤，因此中心點應為-1。



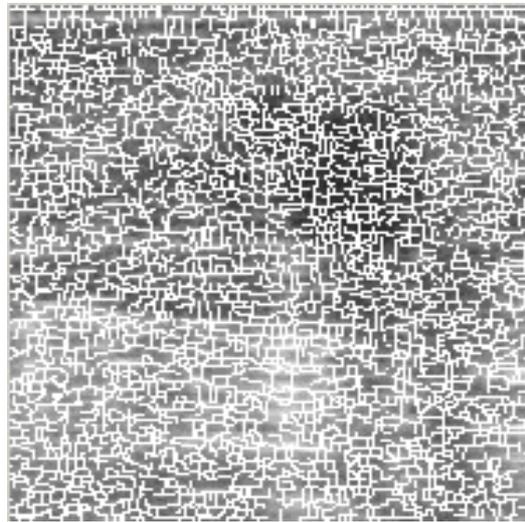
圖五、完成切割之分水嶺分佈。



圖六、分水嶺切割: (a) 6 x 6 之灰階影像，(b)分水嶺(白點)，(c)區域標籤值。

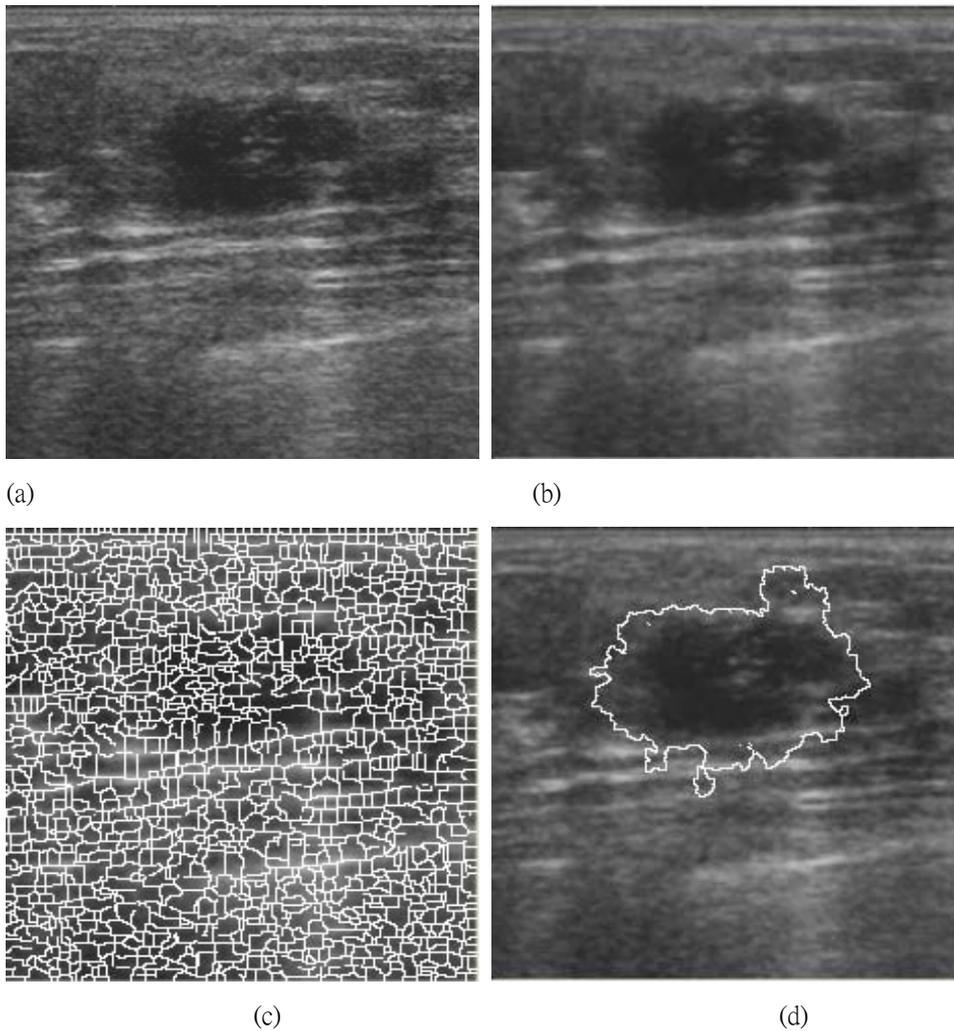
## 四、區域整併

由於分水嶺轉換常會有過度切割的現象，如圖七所示，因此本論文對於分水嶺轉換所產生之區域會實行整併，以取得較精確的腫瘤輪廓。區域整併處理的原則是將切割影像中相同性質之區域進行合併，直至區域數量穩定為止，首先由操作醫師在腫瘤影像中點選任一區塊，此區塊我們視之為種子區塊，針對此一區塊，我們透過區域灰階值的平均數與變異數，將種子區域四周具有類似性質的區塊進行合併，此一合併區域將被視為新的種子區塊，以遞迴的方式繼續向四周圍整併，直到無法與其它區域合併為止，圖八為此一區域合併之完整流程。



圖七、分水嶺轉換過度切割情形。

對於整併處理模式，我們採用三種方式處理：(1)平均數合併-針對醫師所選定區域向外合併，其周圍區域若平均數在門檻值之內即與以合併，直到不能再合併為止；(2)變異數合併-針對所選定區域向外合併，其周圍區域若變異數在門檻值之內即與之合併；(3)可調式合併-以權重方式來結合以上兩種合併方式，以達到最佳合併效果。本論文在整併時會先計算種子區域與其他周圍區域的平均數與變異數，再判斷種子區域之周圍區域之特性，將種子區域的平均數與種子區域四周圍的區塊平均數比較，若相差在門檻值之內的區塊即與以合併，實際電腦模擬得知，當平均數的門檻值設定為 10，變異數門檻值設定於 50-55，可得到較佳的效果。

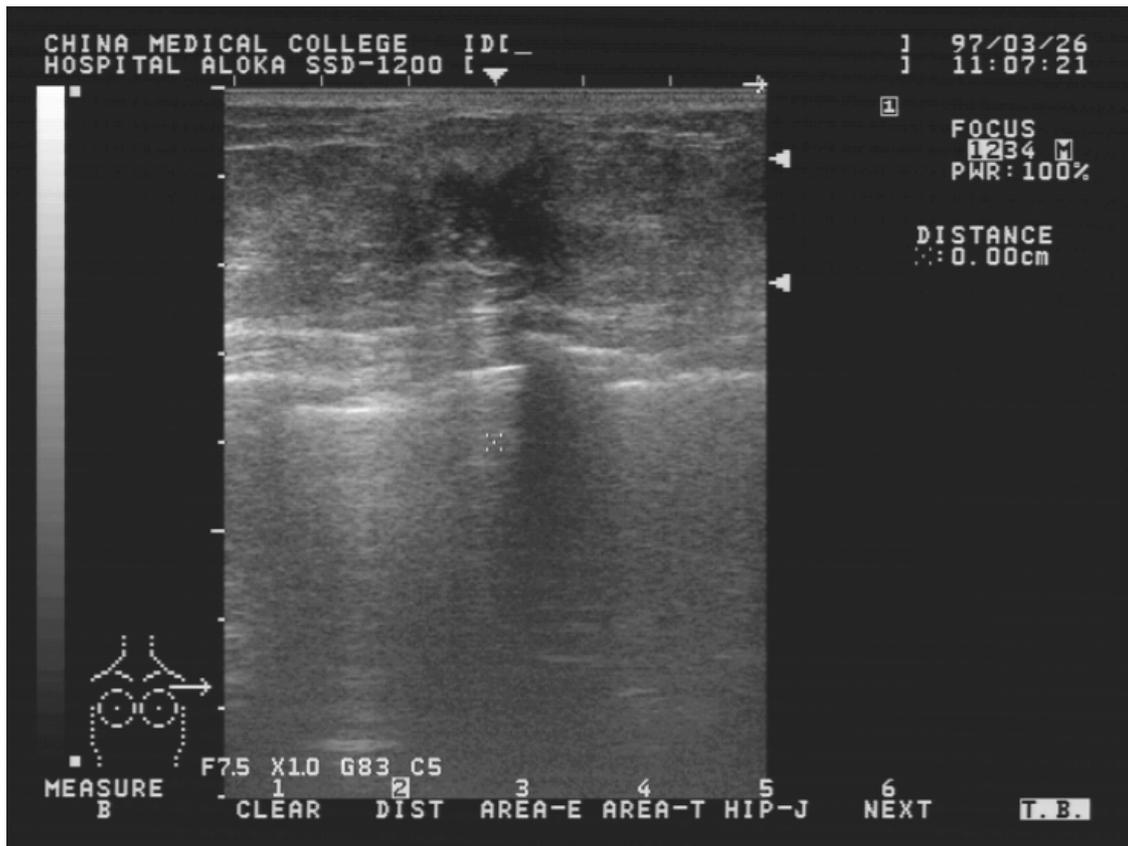


圖八、區域合併過程：(a)原始影像，(b) 影像前處理，(c)分水嶺切割，(d) 區域整併之結果。

## 五、實驗結果

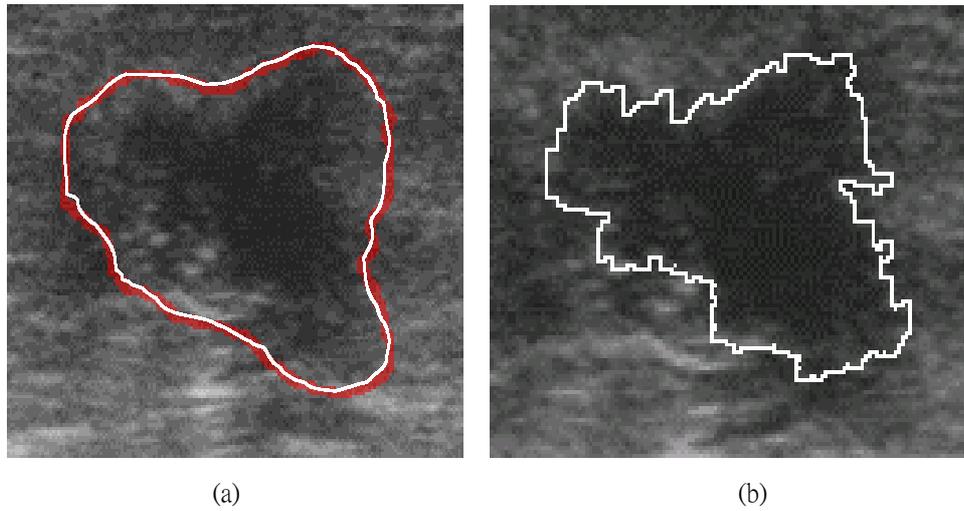
本論文採用之乳房超音波腫瘤影像是由中國醫藥學院陳達人醫師於1997年自2000年從22位病患取得，每位病患只使用一張乳房超音波腫瘤影像，其中有15例為惡性腫瘤，7例為良性腫瘤，每張超音波影像的解析度為 $736 \times 556$ 的8-bits (256階)灰階影像，圖九為乳房超音波腫瘤影像之全圖。此22張超音波腫瘤影像，皆儲存經由陳達人醫師手動描繪腫瘤輪廓，並與自動

描繪之腫瘤輪廓比較，由實驗得知，本論文所自動描繪之腫瘤輪廓皆能貼合醫師描繪之腫瘤輪廓，60%以上腫瘤的區域可正確描繪，圖十為醫師手動描繪之腫瘤輪廓與本論文自動描繪出來之腫瘤輪廓比較。很清楚地，本論文自動描繪出來之腫瘤輪廓，與醫師描繪的腫瘤輪廓相當接近，對於這樣良好的結果，電腦輔助診斷系統能更有效率的分析腫瘤的特性，以便判斷腫瘤之良惡性。



圖九、一個由超音波掃描儀取像而成大小為  $736 \times 556$  像素的數位影像。

由於電腦輔助診斷系統的輸入為超音波腫瘤影像中 Region of Interest (ROI)，而 ROI 的取得是由腫瘤輪廓來決定，因此腫瘤輪廓之精確與否會直接影響電腦輔助診斷系統的準確度，亦就是說精確地描繪腫瘤輪廓可使得電腦輔助診斷系統能得到最佳的效果，因此，為了更進一步證明本論文所提方法之可行性，我們更將此 22 張腫瘤影像，使用手動與自動產生輪廓的 ROI 區域，利用現存之類神經網路電腦輔助診斷系統 (NNCAD) [3] 進行測試，實驗結果如表一與表二，我們可很清楚地發現，本論文所建立之系統所得之 ROI 與和醫師所得之 ROI 有相當接近的正確率，證明本研究將能成為醫師自動描繪腫瘤輪廓之工具，以期減少醫師的負擔。



圖十、(a) 醫師手動描繪之腫瘤輪廓，(b)自動描繪之腫瘤輪廓。

表一、類神經網路電腦輔助診斷系統實際測試結果

	本論文自動描繪之 ROI		醫師人工描繪ROI	
	良性腫瘤	惡性腫瘤	良性腫瘤	惡性腫瘤
NN Output < 0	TN 6	FN 4	TN 6	FN 5
NN Output ≥ 0	FP 1	TP 11	FP 1	TP 10
Total	7	15	7	15

TN = true-negative; FN = false-negative; FP = false-positive; TP = true-positive

表二、電腦輔助診斷系統診斷成效

項目	本論文自動描繪之ROI	醫師描繪之ROI
Accuracy (%)	77.27	72.73
Sensitivity (%)	73.33	67.78
Specificity (%)	85.71	85.71
Positive predictive value (%)	91.66	90.91
Negative predictive value (%)	60.00	54.55

Accuracy = (TP+TN)/(TP+TN+FP+FN); sensitivity = TP/(TP+FN); specificity = TN/(TN+FP); positive predictive value = TP/(TP+FP); negative predictive value = TN/(TN+FN).

## 六、結論

本論文利用影像前處理技術，將超音波腫瘤影像中的雜訊去除，再使用分水嶺轉換切割腫瘤影像輪廓，將不同的特性之區域找出，最後透過區域整併技術，將腫瘤輪廓自動描繪出來，以利電腦輔助診斷系統判斷腫瘤之良惡性。此論文成功建構一腫瘤輪廓切割系統，此系統載入超音波腫瘤影像，自動描繪出腫瘤的正確形狀，協助醫師可藉由電腦輔助診斷系統，在診療初期，對腫瘤能有初步的了解，使得醫師可以在最短的時間內掌握病人的病情，且對病人做出高正確性的診療。此系統之主要使用對象為醫師，使醫師不需經過專業的訓練即可以利用本系統取得腫瘤輪廓與得知腫瘤大小，並可在電腦輔助診斷系統上取得更進一步的分析。此外，本系統的彈性極大，在對超音波腫瘤影像可進行多種分析，醫師可以利用本系統預設的模式進行分析，也可以依照個人經驗給予不同的分析方式或是輸入不同的門檻值，是一個極方便的工具，也更能加快醫師作業的效率。本論文相當具有發展的潛力，日後可以搭配醫師的病例系統，將病人的超音波腫瘤影像圖檔儲存於電腦中，醫師亦可以在檢驗時直接利用此系統即時取得腫瘤輪廓，使用電腦輔助診斷系統分析腫瘤特性，相信可使超音波檢驗成爲更完備且多元化的應用。

## 致 謝

This work was supported by the National Science Council, Taiwan, Republic of

China, under Grant NSC 91-2213-E-029-021.

## 參考文獻

- [1] D.M. Parkin, P. Pisani, and Ferlay (1993) “Estimate of the world wide incidence of eighteen major cancers in 1985,” *International Journal of Cancer*, vol. **54**, pp. 59-606
- [2] “Breast Cancer Facts & Figures 1997-1998,” *American Cancer Society*, 1999
- [3] D.R. Chen, R.F. Chang, and Y.L. Huang, “Computer-aided Diagnosis Applied to US of Solid Breast Nodules by Using Neural Networks”, *Radiology*, Nov. 1999, vol. **213**, no. 2, pp. 407-412.
- [4] D.R. Chen, R.F. Chang, and Y.L. Huang, “Breast Cancer Diagnosis Using Self-Organizing Map for Sonography,” *Ultrasound in Medicine and Biology*, Mar. 2000, vol. **26**, no. 3, pp. 405-411.
- [5] R.F. Chang, W.J. Kuo, D.R. Chen, Y.L. Huang, J.H. Lee, and Y.H. Chou, “Computer-Aided Diagnosis for Surgical Office-Based Breast Ultrasound,” *Archives of Surgery*, June 2000, vol. **135**, pp. 696-699.
- [6] D.R. Chen, R.F. Chang, Y.L. Huang, Y.H. Chou, C.M. Tiu, and P.P. Tsai ( Aug. 2000) “Texture Analysis of Breast Tumors on Sonograms”, *Seminars in Ultrasound, CT, and MRI*, vol. **21**, no. 4, pp. 308-316.
- [7] R.C. Gonzalez and R.E. Woods (2002) *Digital image processing*, 2ed, Massachusetts: Addison Wesley.
- [8] K. Haris, S.N. Efstratiadis, and N. Maglaveras (1998) “Watershed-based image segmentation with fast region merging,” in *Proceedings of the IEEE International Conference on Image Processing*, vol. **3**, pp. 338-342.
- [9] L. Vincent and P. Soille (June 1991) “Watersheds in digital spaces: an efficient algorithm based on immersion simulations,” *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, vol. **13**, no. 6, pp. 583–598.
- [10] K. Haris and S.N. Efstratiadis (Dec. 1998) “Hybrid image segmentation using watersheds and fast region merging” *IEEE Trans. Image Processing*, vol. **7**, no. 12, pp. 1684-1699.

# Breast Ultrasonic Image Segmentation with Watershed Method

Y. L. Huang<sup>\*</sup>      M. Y. Kuo<sup>†</sup>      Y. Z. Zeng<sup>†</sup>  
X. W. Wu<sup>†</sup>      F. Z. Kuo<sup>†</sup>      F. X. Zhao<sup>†</sup>

## Abstract

In the many kind of breast tumor diagnosis method, medical ultrasound is a safety, convenience, and instance technology. Unfortunately, the digital ultrasonic image always comprises speckles, noise, and tissue-related textures, most traditional segmentation techniques for the ultrasonic images do not perform well. Automatic contour segmentation for the breast tumors in the ultrasonic images may assist physicians without experience in making a correct diagnosis. In this paper, we combined watershed transformation and region growing techniques to detect the contour of breast tumors in the ultrasonic images. Computer simulation results show that the proposed method always identified the similar contour with the manual sketch of the breast tumor in the ultrasonic images.

**Keyword:** Watershed transform, Breast ultrasound, Contour approximation, Medical image, and Image segmentation

---

<sup>\*</sup> Department of Computer Science & Information Engineering, Tunghai University, Taichung 407, TAIWAN

<sup>†</sup> Department of Information Management, Chaoyang University of Technology, Taichung 407, TAIWAN