

醫療儀器推動小組：臨床超音波診斷儀之開發與臨床評估 -  
子計畫二：臨床應用軟體與超音波影像處理演算法之研究 (II)  
Component Project 2: Development of Clinical Application Software  
and Ultrasound Image Processing Algorithms (II)

計畫編號：NSC 87-2213-E-002-073

執行期限：86 年 8 月 1 日至 87 年 7 月 31 日

主持人：陳中明 國立台灣大學醫學院醫學工程研究中心

## 一、中文摘要

臨床超音波診斷儀的開發，是否能受到廣大的使用者歡迎，決定於兩類主要的因素：亦即客觀及主觀的因素。所謂客觀的因素指的是系統本身的規格與品質是否能與同級產品相競爭。而主觀的因素則是系統所提供的功能是否合乎一般醫師之需求。本子計劃的主要目標即是要發展一套臨床應用軟體不僅能符合臨床之真正需求，更提供俱智慧且有善的操作功能以節省醫師的操作時間。

為了要使醫師能以最少的步驟達成其所需的軟體功能，半自動或全自動的影像處理技術是此應用軟體成功與否的關鍵所在。是以，於此計畫中，除了撰寫應用軟體及其中必要的人性化人機介面之外，重點將在於研發適用於超音波影像的影像處理演算法。由於超音波的影像品質比其他的醫學影像的品質差了許多，傳統的影像處理方法並不完全適用。是以在此計畫中，我們將發展新的影像處理技術，希望能讓使用者輕鬆的完成所需的分析工作。於第二年的計畫中，我們提出了以早期視覺模型為基礎之離散式主動邊緣模型試圖克服超音波影像雜訊的本質以求得有興趣組織的封閉邊緣。

**關鍵詞：**臨床超音波診斷儀，臨床應用軟體，影像處理，影像分割技術

## Abstract

In the development of an ultrasound imaging system, whether it will become a popular system strongly depends on two factors, namely, objective and subjective factors. While the objective factor means whether the specification

and the quality can be compete with other products of the same class, the subjective factor means whether the operation functions match most doctors' needs. The goal of this component project is to develop an application software with operation functions not only matching clinical needs but also being intelligent and user-friendly to minimize a doctor's operation time.

In order to allow a doctor to complete an operation function with the minimal effort, semi-automatic and automatic image processing algorithms would be the key technology. Therefore, in this project, in addition to write the application software and its user-friendly man-machine interface, the emphasis would be on developing the image processing algorithms suitable for ultrasound images. Since the quality of an ultrasound image is much worse than that of other types of medical images, the conventional image processing techniques may not be very effective for an ultrasound image. Hencs, in this project, we have put a great effort on developing new image processing algorithms to deal with images for different applications, hoping that the user can easily complete their desired operation functions. In the second-year project, we have proposed a new snake model, namely, discrete snake model, based on the early vision model proposed in the first year. This model has been designed to overcome the noise nature of ultrasound images in order to obtain a closed contour for the object of interest.

**Keywords:** Ultrasound Imaging System, Application Software, Image Processing, Image Segmentation Techniques

## 二、計畫緣由與目的

超音波影像由於其價廉、成像快速和對人體無害的特性，是目前最常用的醫學影像系統之一。有人更認為超音波影像系統未來使用的普遍性將會如現在聽筒般的地位。兩年前，工研院經五年的研發，完成了國內第一台自製的臨床超音波影像雛型系統。而國內數家醫療儀器廠商亦因此成立了策略聯盟，創立了健源科技公司。目的之一即是要將此雛型系統商品化，進入全球超音波系統市場。然而，此雛型系統離商品的要求仍有一段距離，不僅需要在硬體上改良，更需要一實用的臨床應用軟體。有鑑於此，國科會乃鼓勵成立推動小組，試圖協助此一雛型系統之商品化。而本子計畫即為此推動小組所提之群體計畫中之第二子計畫。主要目的即是要發展一套臨床應用軟體不僅能符合臨床之真正需求，更提供俱智慧且有善的操作功能以節省醫師的操作時間。為了要使醫師能以最少的步驟達成其所需的軟體功能，半自動或全自動的影像處理技術是此應用軟體成功與否的關鍵所在。是以，於此計畫中，除了撰寫應用軟體及其中必要的人性化人機介面之外，重點在於研發適用於超音波影像的影像處理演算法。尤其是影像分割，因其是許多定量分析的基礎，更是本計畫的首要課題。

由於超音波的影像品質比其他的醫學影像的品質差了許多，傳統的影像處理方法並不完全適用。舉例而言，圖 1(a)所示為工研院發展的雛型系統所產生之肝影像之一部份。而圖 1(b)與 1(c)所示分別為圖 1(a)以常用的邊緣偵測方法 Sobel(圖 1(b))和 Laplacian(圖 1(c))處理而得。此二影像(圖 1(b)和圖 1(c))乃使用商用軟體 Image-Pro Plus 計算而的。顯然地，此二方法無法有效的偵測邊緣。更仔細的觀察，圖(2)所繪為圖(1)三圖第 58 行之灰階分佈圖。明顯的，用 Sobel 和 Laplacian 所產生的影像，於各區域邊界，並未產生顯著的特徵作為決定邊界之用。

雖然過去已有一些超音波影像分割的方法被提出[1-2]，但這些方法大多針對特定的影像特性而設計，無法一般化。而在另一方面

人類的視覺卻展現了超凡的能力。臨床醫師能很輕易的於超音波影像識別出有興趣部位的邊緣。因此受到人類視覺能力的鼓勵，我們嘗試模仿人類視覺進行影像分割，並於第一年的計畫中，提出了以早期視覺模型為基礎的超音波影像分割技術。而在第二年，我們則於視覺模型上建構了離散式主動邊緣模型試圖克服超音波影像雜訊的本質以求得有興趣組織的封閉邊緣。

## 三、研究方法及成果

### 早期視覺模型

目前科學家對於大腦中視覺的運作方式，所知仍十分有限。比較有具體概念的僅至 V1 cell。一般相信，在 V1 的 simple cell，其 transfer function 可以用 Gabor function 來 model。而 Gabor function 可由下式表示

$$g(x, y) = \exp\left\{-\left[\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2}\right]\right\} \exp\left\{-2\pi i[u_0 \bar{x} + v_0 \bar{y}]\right\} \quad (1)$$

其 Fourier 轉換為

$$G(u, v) = \exp\left\{-\frac{1}{f}\left[\frac{\bar{u}^2}{a^2} + \frac{\bar{v}^2}{b^2}\right]\right\} \exp\left\{-2\pi i[x_0 \bar{u} + y_0 \bar{v}]\right\} \quad (2)$$

其中  $\bar{x} = x - x_0$  ,  $\bar{y} = y - y_0$  ,  $\bar{u} = u - u_0$  和  $\bar{v} = v - v_0$ 。

超音波影像由於具有半規律的 speckle pattern，可被視為紋理影像。在過去，基於早期視覺模型來作紋理分類[3-5]與紋理影像分割[6-12]已有許多的研究。然而，前者方法主要目的乃在於將紋理影像分類，並非分割。而後者雖針對影像分割，但這些方法用於超音波影像分割仍不盡理想。

本研究於第一年提出了一個用以分割超音波影像的早期視覺模型。在此模型中，我們將影像分解為相同大小且相互重疊的子影像。每一子影像被  $p$  組具不同中心頻率及方向的 Gabor function 所濾波。而每一組 Gabor function 所濾波的結果，將其具有正值的像點值相加而得一值。同樣的，其具有負值的像點值相加而得另一值。如此，每一個 Gabor function 所濾波的結果被轉換成兩個值來代表。每一個子影像則可由一涵有  $2p$  元素之向量來代表。此向量名為 G-向量。最後，將此

超音波影像之所有子影像所對應的 G-向量的長度求出，即得一新的影像，稱之為 distance map。若影像和子影像的大小分別為  $N \times N$  和  $m \times m$ ，則 distance map 的大小將為  $(N-m) \times (N-m)$ 。

由於 distance map 能有效的強化所要的邊緣訊息，且壓抑 speckle 與雜訊，我們即可於 distance map 上以傳統的方法找出所要區域的邊界。這個方法的基本原理在於涵蓋兩種紋理的子影像會與僅涵單一紋理的子影像，極為不相似。也因此我們有理由相信在具有不同紋理的兩個區域的邊界，其 distance map 的值會與非邊界區有所不同。而藉由偵測此不同處，我們可定義出所期望的邊界。

### 離散式主動邊緣模型

雖然 distance map 可以強化邊緣同時抑制 speckle，然而它仍需要借助其他 edge linking 的方法，取出所要物體的邊緣。此外，在超音波影像中，由於取像過程的不完美（包括假影及取像技巧），所感興趣之物體的某些邊緣可能非常的微弱，甚至不存在。如此一來，distance map 本身即無法提供一封閉邊緣。為了要能獲得一封閉邊緣，在過去的一年中我們發展了離散式主動邊緣模型。

主動邊緣模型（active contour model）即一般俗稱的 snake model，乃由 Kass [13] 等人首先提出。原意是將尋找最佳邊界的工作轉化為一能量最佳化的工作。而 Kass 的原始模型為

$$E_{snake}(\Gamma(s)) = \oint_{\Gamma} [E_{int}(\tilde{\gamma}(s)) + E_{image}(\tilde{\gamma}(s)) + E_{external}(\tilde{\gamma}(s))] ds$$

其中  $E_{int}$  為本質力量，主要控制 snake 的平滑程度與做為一主要的收縮力量。Kass 將其定義為

$$\begin{aligned} E_{int}(\tilde{\gamma}(s)) &= E_{cont}(\tilde{\gamma}(s)) + E_{curv}(\tilde{\gamma}(s)) \\ &= \frac{1}{2} (r(s)|\Gamma_s(s)|^2 + s(s)|\Gamma_{ss}(s)|^2) \end{aligned}$$

其中  $\Gamma(s) = (x(s), y(s))$  為此邊緣之參數表示。 $\Gamma_s(s)$  和  $\Gamma_{ss}(s)$  分別為連續性及曲率項。 $E_{image}$  則代表影像力量用以在希望的邊界上阻止 snake 繼續形變。Kass 將其定義為  $-j|\nabla I|$ ，其中  $|\nabla I|$  為影像強度之梯度向量長度。 $E_{external}$  則代表外在的力量，以確保 snake

能趨向或逃離某些特徵。若不考慮  $E_{external}$ ，Kass 的 snake 之能量式為

$$E_{snake}(\tilde{\gamma}(s)) = \frac{1}{2} (r(s)|\Gamma_s(s)|^2 + s(s)|\Gamma_{ss}(s)|^2) - j|\nabla I(\tilde{\gamma}(s))|$$

雖然 snake 模型已被廣泛的研究，且對一般影像多能提供不錯的封閉邊緣。然而要將其應用於超音波影像卻是困難重重。主要的問題還是在於 speckle，弱邊緣及假影。針對這些問題，我們提出了新的 snake 模型，稱為離散式主動邊緣模型。雖然此模型已能部份改善傳統 snake 在超音波影像的問題，但其仍處於嬰兒開發時期。

前離散式主動邊緣模型的主要重點在於當 snake 形變時，每一個控制點所走的路徑並不如傳統 snake 般每一點都考慮，而是僅考慮 distance map 中的 peak 點。其優點則是對於雜訊具有較強的穿透力。

### 四、結論與討論

為了驗證本研究所提的模型，我們將此方法應用於多張超音波影像。仍以圖 1(a) 為例。圖 3(b) 和圖 3(c) 分別顯示以子影像大小為  $8 \times 8$  與  $16 \times 16$  所得的 distance map 而圖 3(a) 即為圖 1(a)。在這些實驗中，對於影像大小為  $8 \times 8$  與  $16 \times 16$  者，其中心頻率分別為  $\sqrt{2}/2$ ， $\sqrt{2}$  和  $2\sqrt{2}$  以及  $\sqrt{2}/2$ ， $\sqrt{2}$ ， $2\sqrt{2}$  和  $4\sqrt{2}$ 。所使用的角度為  $0$ ， $45$ ， $90$  和  $135$  度。從圖 3 中我們可以清楚的看到此方法能將不同紋理的邊界變得突顯。

在使用早期視覺模式強化邊緣之後，我們則利用離散式主動邊緣模型求取有興趣部位之封閉邊緣。圖 4(a) 為含一腫瘤之超音波影像，圖 4(b) 則為此腫瘤之 distance map，而圖 4(c) 為由離散式主動邊緣模型所獲得之腫瘤邊緣。其中每一條白線為一控制點的行經路線。外端點為起始點。內端點為終點。腫瘤邊緣即由內端點所組成。

雖然離散式主動邊緣模型在超音波影像上有優於傳統 snake 模型之能力，但是仍有許多缺點有待進一步探討。在未來計畫中我們要解決的第一個問題即是如何使 snake 能停留在弱邊緣上。不論是在傳統 snake 模型中，或是 distance map 上，弱邊緣所給予的影像力量

可能都不足以阻擋住控制點的運動。典型的例子為胎兒與羊水的交界處，其邊緣強度遠小於胎兒體內骨與肉的邊界強度。

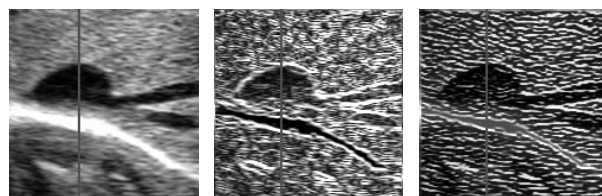
## 五、參考文獻

- [1] Thomas JG, Peters RA, Jeanty P: Automated segmentation of ultrasound images using morphological operators. *IEEE Trans Med Imaging* 10(2): 180-186, 1991.
- [2] Muzzolini R, Yang YH, and Pierson R: Multiresolution texture segmentation with application to diagnostic ultrasound images. *IEEE Trans Med Imaging* 12(1):108-123, 1993.
- [3] Beck J, Sutter A, Ivry R. Spatial frequency channels and perceptual grouping in texture perception. *Computer Vis Graphics Image Processing* 1987; 37: 299-325.
- [4] Fogel I, Sagi D. Gabor filters as texture discriminator. *Biol Cybernet* 1989; 61: 103-113.
- [5] Graham N, Beck J, Sutter A. Non-linear processes in spatial-frequency channel models of perceived texture segregation: Effects of sign and amount of contrast. *Vision Res* 1992; 32: 719-744.
- [6] Tan TN. Texture edge detection by modelling visual cortical channels. *Pattern Recognition* 1995; 28(9): 1283-1298.
- [7] Malik J, Perona P. Preattentive texture discrimination with early vision mechanisms. *J Opt Soc Am* 1990; A7: 923-932.
- [8] Jain AK, Farrokhnia F. Unsupervised texture segmentation using Gabor filters. *Pattern Recognition* 1991; 24(12): 1167-1186.
- [9] Van Hulle MM, Tollenaere T. A modular artificial neural network for texture processing. *Neural Networks* 1993; 6: 7-32.
- [10] Bovik AC, Clark M, Geisler WS. Multichannel texture analysis using localized spatial filters. *IEEE Trans PAMI* 1990; 12(1): 55-73.
- [11] Dunn D, Higgins WE, Wakeley J. Texture segmentation using 2-D Gabor elementary functions. *IEEE Trans PAMI* 1994; 16(2): 130-149.

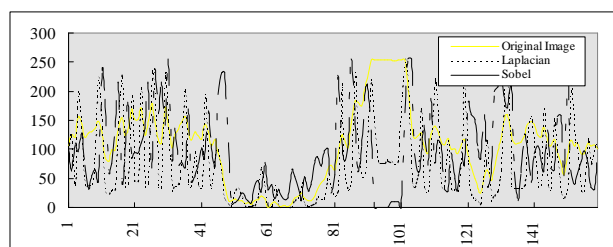
[12] Hui KP, Cheung YS, Leung CH. Computer texture boundary detection based on human visual perception model. *1994 Int'l Symp on Speech, Image Processing and Neural Networks*.

[13] Kass M, Witkin A and Terzoulous D. Snake: Active Contour Models. *Int. J. Comput. Vision* 1987; 1: 321-331.

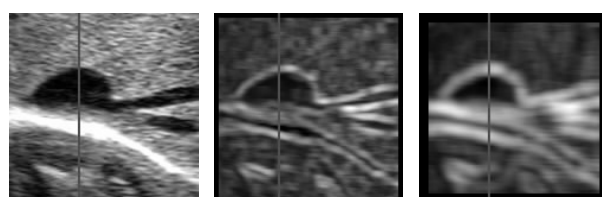
## 六、圖表



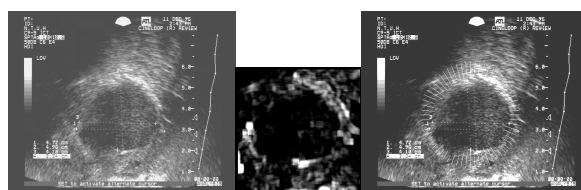
圖(1) : (a)一肝臟超音波影像之一部份 ; (b) 以 Sobel 濾波器濾波的結果 ; (c) 以 Laplacian 濾波器濾波的結果。



圖(2) : 圖(1)三影像第 58 行之灰階分佈圖。



圖(3) : (a)一肝臟超音波影像之一部份 ; (b) 子影像大小為 8x8 的結果 ; (c) 以子影像大小為 16x16 的結果。



圖(4) : (a)原始影像 ; (b)有興趣部位之 distance map ; (c)由離散式主動邊緣模型所得到的邊緣（由每條白線之內端點所組合而成）。