

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 (III)
Component Project 2: Development of Clinical Application Software
and Ultrasound Image Processing Algorithms (III)

計畫編號：NSC 88-2213-E-002-022

執行期限：87 年 8 月 1 日至 88 年 7 月 31 日

主持人：陳中明 國立台灣大學醫學院醫學工程學研究所

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。本子計畫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。於第三年的計畫中，我們提出一個新的形變模型，稱為離散型梯度流形變模型。此模型以對比梯度與叢聚元件強化微弱邊緣。且以離散型梯度流導引遠處的初始輪廓至目標物的邊緣。此模型已成功的應用於超音波胎兒影像的分割。

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. Hence, 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 third-year project, we have proposed a new deformable model, called Discrete Gradient Flow Deformable Model. The salient features of this model are to enhance the weak edges by using the contrast gradient and the connected components and guide the distant initial contour with the new image force, i.e., the Discrete Gradient Flow. This model has been verified by using a set of ultrasound fetus images.

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。

常見的影像分割應用如量測腫瘤大小，組織大小，及三維重建等。由於超音波影像複雜的本質特性，使得傳統的影像分割方法往往無法達到很好的效果。也因此在過去已有許多針對超音波影像分割的研究被執行。然而，過去所提出的方法大多為了某一類特定的臨床問題而設計，缺乏一般性，譬如 Krivanek [1] 使用 watershed 分割法及 knowledge-based 圖形搜尋法來量測卵巢囊泡的形狀及大小。而在少數的一般性超音波影像分割方法中，約可將其分為三類。其一為先消除 speckle，再佐以傳統的影像分割方法，如[2]。其二為將超音波影像視為紋路影像，而採取紋路影像分割法，如[3]。其三為以形變模型找出目標物的完整邊緣，如[4]。在此三類方法中，形變模型又最被廣為採用，原因是其能直接找出目標物的完整邊緣。然而在超音波影像中，由於 speckle 及雜

訊的影響，形變模型的初始輪廓通常須要十分靠近目標物 (object of interest)。此外，肇因於相近的音阻抗或是假像 (artifacts)，目標物的邊緣有時會微弱至無法提供有效的力量吸引形變中的 snake。為了克服這兩個問題，本論文提出一個新的形變模型，稱為離散型梯度流形變模型 (Discrete Gradient Flow Deformable Model)。此模型以對比梯度 (contrast gradient) 與叢聚元件 (connected component) 強化微弱邊緣。且以離散型梯度流 (Discrete Gradient Flow) 導引遠處的初始輪廓至目標物的邊緣。

三、研究方法

離散型梯度流形變模型為主動邊緣模型 (active contour model) 之一種。主動邊緣模型 (active contour model) 即一般俗稱的 snake model，乃由 Kass [5] 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

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

$$E_{int}(\gamma(s)) = \frac{1}{2} (r(s) |\Gamma_s(s)|^2 + s(s) |\Gamma_{ss}(s)|^2)$$

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 $- \lambda |\nabla I|$ ，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

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

離散型梯度流形變模型主要的特點之一在於以對比梯度與叢聚元件強化微弱邊緣。且以離散型梯度流導引遠處的初始輪廓至目標物的邊緣。對於每一個 pixel i 而言，其對比梯度， $I_{cg}(i)$ ，定義為

$$I_{cg}(i) = \left(\left(\frac{\bar{w}_u(i) - \bar{w}_b(i)}{\bar{w}_u(i) + \bar{w}_b(i)} \right)^2 + \left(\frac{\bar{w}_l(i) - \bar{w}_r(i)}{\bar{w}_l(i) + \bar{w}_r(i)} \right)^2 \right)^{1/2}$$

其中 $\bar{w}_u(i)$, $\bar{w}_b(i)$, $\bar{w}_l(i)$, 和 $\bar{w}_r(i)$ 分別代表 pixel i 之上、下、左、右 window 中的平均值。而叢聚元件則是將具有相似特性的邊緣像素聚集在一起。每一個叢聚元件的大小，為此叢聚元件中所包含的點數。令 $I_{cp}(i)$ 表示包含 pixel i 之叢聚元件的大小，則離散型梯度流形變模型中每一個邊緣點的力量為 $I_{cp}(i) \cdot I_{cg}(i)$ 。

離散型梯度流形變模型主要的特點之二在於提出了離散型梯度流的導引力量。在過去的研究中，我們曾提出離散式主動邊緣模型 [6]，其主要重點在於當 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，而是僅考慮邊緣像素。其優點則是對於雜訊具有較強的穿透力。然其缺點則是由於控制點每次跳躍的距離過大，導致曲率變化相當大，有時會阻礙控制的運動。有鑒於此，在研究中，我們將這些邊緣像素依循著控制點移動路徑做了特別的連結而構成了兩種離散型梯度流。如圖 (1) 所示。第一種為 DGF-C 型，其主要任務為提供一個連續非遞減的力量推動控制點移向具有較大 $I_{cp}(i) \cdot I_{cg}(i)$ 之邊緣點。而第二種為 DGF-P 型，其目的為當控制點被 DGF-C 型帶至具有較大 $I_{cp}(i) \cdot I_{cg}(i)$ 之邊緣點之附近時，進一步做微調之用。

四、結果與討論

為了驗證離散型梯度流形變模型偵測微弱邊緣的能力，本研究採用一系列的胎兒超音波影像。由於子宮內羊水與胎兒軟組織的音阻抗相近，使得影像中胎兒的身體邊緣的強度相對於體內的硬組織弱了許多。如圖 (2) 所示。也因此一般的形變模型是無法有效的找到這些微弱邊緣。除非初始輪廓十分靠近所要的邊緣。圖 (2a) 中之白色矩形為初始輪廓。而圖 (2b) 中之白色封閉曲線則為離散型梯度流形變模型所得到的胎兒輪廓。雖然此輪廓尚須進一步的平滑化，但此例已顯示了離散型梯度流形變模型有能力將初始輪廓自遙遠的地方帶至目標物的微弱邊緣。

圖 (3) 及 (4) 為另一個例子。圖 (3a) 所示為一胎兒的頭部。圖 (3b) 則為其對比

梯度。圖 (3c) 為其叢聚元件。圖 (3d) 為每一個邊緣點的力量，亦即 $I_{cp}(i) \cdot I_{cg}(i)$ 。圖 (4) 則為由離散型梯度流形變模型所使用的初始輪廓及其所找到的目標物輪廓。

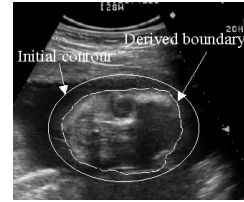
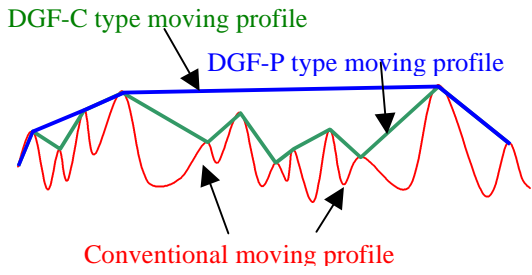
五、結論

傳統上在應用形變模型於超音波影像分割上最主要的兩個缺點即為初始輪廓必須十分靠近想要的邊緣以及微弱邊緣往往無法有效的偵測到。為了要改善這兩個問題，本研究提出了離散型梯度流形變模型。經實驗證明，它能有效的將初始輪廓自遙遠的地方帶至目標物的微弱邊緣。但不可否認的此模型還有待進一步的研究使其臻於完美。離散型梯度流形變模型詳細的敘述請參考 [7]。

六、參考文獻

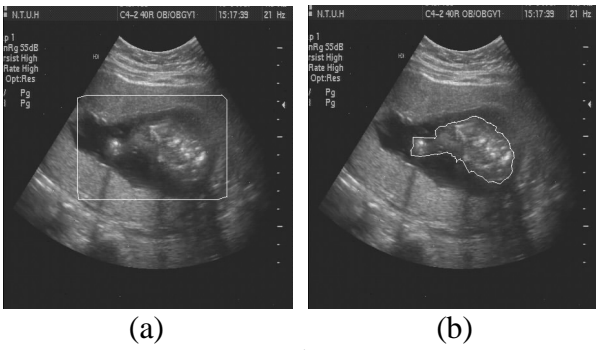
- [1] A. Krivanek, W. Liang, G. E. Satriy, R. A. Pierson and M. Sonka, "Automated follicle analysis in ovarian ultrasound", in *Proc. SPIE Int. Symp. Medical Imaging*, 1998, vol.3338, pp. 588-596.
- [2] C. Kotropoulos, "Nonlinear ultrasonic image processing based on signal-adaptive filters and self-organizing neural networks", *IEEE Trans. Image Processing*, vol. 3, no. 1, pp. 65-77, 1994.
- [3] R. Muzzolini, Y. H. Yang and R. Pierson "Texture characterization using robust statistics", *Pattern Recognition*, vol. 27, no. 1, pp. 119-134, 1994.
- [4] V. Chalana, D. T. Linker, D. R. Haynor and Y. Kim, "A multiple active contour model for cardiac boundary detection on echocardiographic sequences", *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 15, no. 3, pp. 290-298, 1996.
- [5] M. Kass, A. Witkin and D. Terzoulos, "Snake: Actour Contour Models," *Int. J. Comput. Vision*, vol. 1, pp. 321-331, 1987.
- [6] C. M. Chen, H. H-S. Lu, Y. C. Lin. 1999: "An Early Vision Based Snake Model for Ultrasound Image Segmentation," *Ultrasound in Medicine and Biology*, accepted.
- [7] W. D. Liu, A discrete gradient flow deformable model for ultrasound image segmentation with weak edge definitions. M.S. Thesis, NTU, Taiwan, 1998.

七、圖表

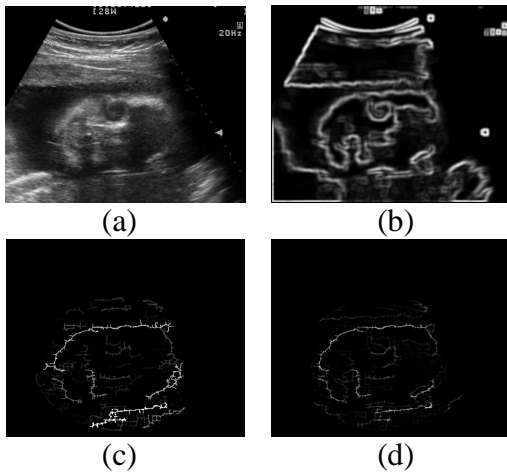


圖(1)：離散型梯度流形變模型所使用的初始輪廓及其所找到的目標物輪廓。

圖(1)：DGF-C 型及 DGF-P 型離散型梯度流。



圖(2)：(a) 具微弱邊緣的胎兒影像，其中白色矩形為初始輪廓；(b) 白色封閉曲線為離散型梯度流形變模型所獲的胎兒輪廓。



圖(3)：(a)胎兒頭部影像；(b) 對比梯度影像；(c) 叢聚元件 (d) 每一個邊緣點的力量，亦即 $I_{cp}(i) \cdot I_{cg}(i)$ 。