

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

3D 心臟超音波影像之研究

Preparation of NSC Project Reports

計畫編號：NSC 87-2218-E-009-034

執行期限：86 年 8 月 1 日至 87 年 7 月 31 日

主持人：荊宇泰 交通大學資訊科學系

一、中文摘要

本文探討影像分析以及計算機圖學在心臟超音波影像的應用。在影像分析部分，我們提出一個根據 α -shape 推演出的方法來找心臟的內腔。因為我們必須一次處理大量的影像，所以設計了一個自動的演算法。對於計算機圖學的應用，我們對描繪立體超音波影像提出了一個方法。配合 4D 動畫，我們可以將 3D 資訊映射到 2D 平面之上。

關鍵詞：超音波、影像、3D

Abstract

Ultrasonic is necessary tool to detect the heart disease. We use α -shape to automatically find the edge of heart. In this research we could produce 4D information that is useful to clinical diagnose heart disease.

Keywords: Ultrasound, image, 3D

二、緣由與目的

超音波影像是將音波送入體內。因為不同物質的邊界容易反射較多的音波，所以體內組織可借由反射的音波推算出來。超音波掃描的優點是其沒有已知的破壞性，而且所得到的影像是及時的。其缺點是影像雜訊較大。另外，超音波無法通過

空氣，所以超音波無法應用於例如肺臟的檢查。

超音波掃描是心臟科重要的診斷方式之一。目前超音波儀器的發展已經可以取 4D(3D 體積(volume)+1D 時間(time))的影像。心臟超音波取像的方式受限於超音波無法透過空氣(肺臟)，大至上分為兩種，一種是探頭(transducer)在胸腔外，經過 cardiac notch 取像；另一種則是將探頭置於食道之中，自食道向心臟取像。第一種方式因為 cardiac notch 不大，所取得的體積資料為圓柱形。一組體積資料通常由 18 張或 36 張影像組成，每張影像對中心軸轉 10 或 5 度。第二種方式則每張影像與食道垂直，因此體積資料類似於一般 CT 或 MR 影像為立方體。

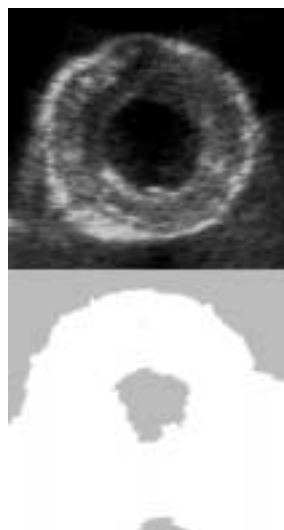
在心臟超音波影像中，判斷心臟內腔是主要目的之一。目前超音波儀器除了輸出一般超音波影像外，也輸出該超音波影像的 AQ (Acoustic Quantitative) 影像。在圖一中，上圖為一般超音波影像，下圖為 AQ 影像。AQ 影像幾乎可視為二元(binary)影像，其中心臟內腔與心肌由截然不同的亮度(intensity)表示。但是 AQ 影像中的心臟內腔比實際上的內腔小。因此我們仍不能全靠 AQ 影像而必須做進一步的影像分析。

左心室的病變是心臟心房心室中最嚴

重的部分，因為左心室的任務是將血液送到身體各部分。測量左心室的功能，ejection rate 是最重要的數據之一。Ejection rate 在醫學上的定義是心臟在完全舒張時的容積除以心臟在完全收縮時的容積。一般估算 ejection rate 的方法完全由醫生的經驗在看 2D 超音波影像時做判斷。當然如此得到的數字經常也不正確。現在 4D (3D 體積資料以及 1D 時間) 的資訊已經可以得到，理論上就能計算出精確的 ejection rate。但是當然是在能以影像分析的技術自影像中正確的找出左心室的前題下。

三、計畫結果與討論

本實驗中是以一組自兔子心臟取得的影像。心臟已自兔子體內取出。並在實驗室內將水打入心臟內後取像。因為注入心臟中水的容積為已知，因此在影像分析後所得的結果可以與標準值比較。取像的方式是與食道超音波相同，取得互相平行的影像。整組 4D 資訊包括 25 組體積資料，每組體積資料有 9 片平行的影像，一共是 225 片影像。



圖一 一張兔子超音波影像，上圖為音波影像，下圖為 AQ 影像。
 α -shape 以數學方法定義空間中一群

點的形狀。我們以直觀的方式來解釋所謂 α -shape。在三度空間中， α 指的是一個半徑為 α 的球。如果有一群三度空間中的點被肥皂泡沫包著。這群點的 α -shape 就是以 α -ball 將肥皂泡沫刮去後的外形。假使 α 為無限大，則 α -ball 為半平面，這群點的 α -shape 為其 convex hull。如果 α 很小，小於最近兩點的距離，則 α -shape 為這些分散的點。

按照 α -shape 的定義，一群點的 α -shape 未必是一個在三度空間的實體。可能有分散的點或是在實體邊有突出兩點連成一線。

整個演算法背後的概念是將影像中相類似的點連在一起。而連在一起的點則是所謂 α -連接的點。

影像中一個點除了其亮度 B 之外，還有其座標 (i, j) 。所以我們將影像中一個 pixel 當成三度空間中的一個點 (i, j, wB) ， w 為一參數用於調整亮度 B ，與距離間的比重。對一個適當的 α ，這些 α -連續的點應該符合下列特性；兩個相臨的 α -連續的點或是距離相近，或是亮度相似。

對一個適當的 α ，如果我們求出這些點的 α -connected components，其中一個 connected component 應是由影像中心臟內腔的 pixels 所組成。如果我們能找到該 connected component，則我們有機會自影像中分出心臟內腔。現在面臨的兩個問題是 1. 適當的 α 為何？ 2. 那一個 connected component 是代表心臟內腔？

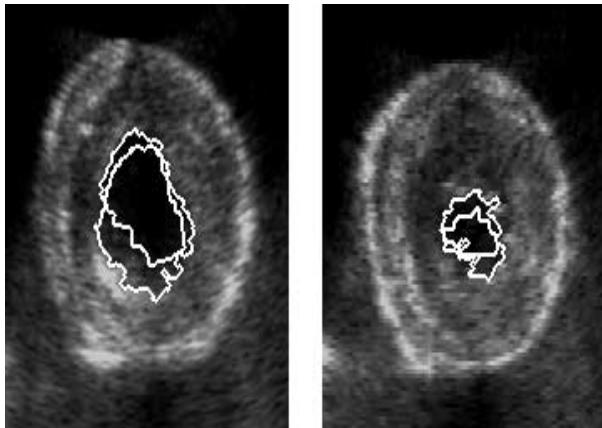
我們提出了一個方法可以同時解決上述的兩個問題。我們設計這方法的出發點是要設計一個自動化的方法。因為我們必須處理兩百多張影像，所以我們應當極力避免需要使用者介入。然而我們所設計的方法必須用到 AQ 影像。

首先介紹如何自 AQ 影像中取得心臟內

腔。因為這組影像的特性，心臟內腔亮度很低而且靠近影像中心。因此我們首先將 AQ 影像中低亮度的 pixel 分群。離中心最近的一群為心臟內腔。

再來，我們可以推出所有可能的 α 的數目最多僅有 $O(n^2)$ 個。其原因為在 Delaunay Triangulation 中，一個三角形可以決定一個 α 。三度空間中的 Delaunay Triangulation 最多可以有 $O(n^2)$ 個三角形。因為 α 的數目為有限，所以我們可以對每一個 α 求所有的 α -connected components。並比較那一個 α -connected component 與自 AQ 影像中的心臟內腔最像。比較了所有的 α -connected components 後，與自 AQ 影像中所得內腔最像的為自影像中所得的心臟內腔。

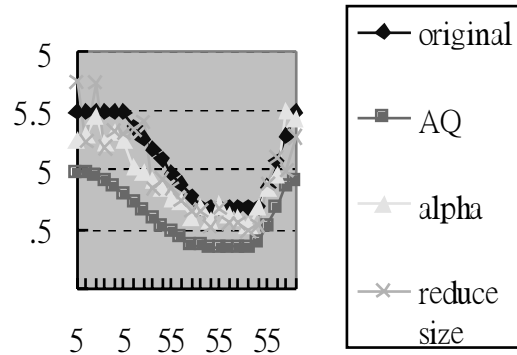
在我們的實驗中，以我們提出的方法永遠可以得到一個代表心臟內腔的 α -connected component。而且，所得到的心臟內腔普遍較自 AQ 影像中所得為精確(較接近標準值)。圖二中，內圈得自 AQ 影像而外圈得自 α -shape。



圖二 得自 AQ 及 α -shape 的心臟內腔比較

以我們提出的自動化的方法計算出來的心臟內腔體積如圖三所示。Original 的曲線是得自於實驗室中，也就是標準值。AQ 曲線是由 AQ 影像得出。AQ 影像所得的體積比實際的體積小。Alpha 曲線是由我們提出的方法計算出來。與 AQ 影像相比，較接近正確值。至於所謂 reduce size 曲

線是將影像縮小之後，再以我們的方法來計算體積。將影像邊長縮小一半時影像中點的數目減為原來的四分之一。計算時間以及所需記憶體將大幅降低。

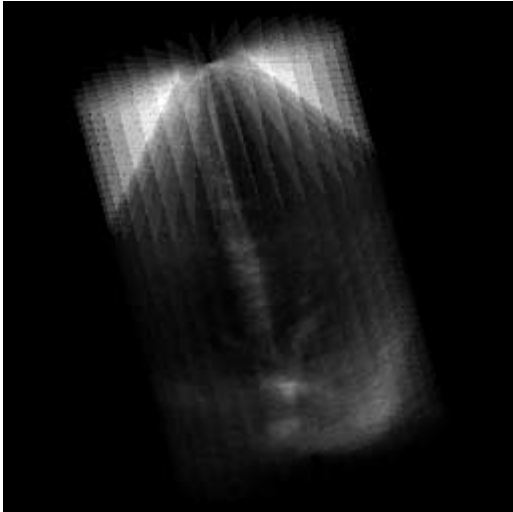


圖三 計算出心臟內腔體積之比較。

目前超音波儀器已可以提供 4D 超音波影像。但是目前超音波儀器仍是以 3D (2D 影像+ 1D 時間) 來顯示影像。

我們使用的 lighting model 是將影像中的 pixel 當成發光體。發光的強度與在影像中的亮度成正比。光線衰減的方式簡化成僅與距離平方有關。

我們修改了傳統的方法。其主要原因為求取計算的速度。我們不沿著 ray 做 sampling。我們建議的方法為計算 ray 與每張影像的交點。每一個交點為一個 sampled point。最後將這些取樣點的亮度(由內插法(interpolation)得出)按距離衰減後再加成得出 view window 上 pixel 的亮度。



圖四 自 18 張影像重組的心房及心室影像
 立體資料描繪所得的透明圖雖然可以讓我們一眼看到整組立體資料。但是一般而言，相較於描繪等高線的影像，無法提供理想的景深。要得到理想的景深，經常需要借助動畫或是 stereo scope(利用視角差別產生立體的視覺效果)。4D 心臟本身就是一個動畫。所得到的結果在轉換成動畫後可以清楚地看到左心房左心室之間以及右心房右心室之間兩個瓣膜的運動。這兩個瓣膜不在同一個平面之上，因此在 2D + 1D 的超音波影像中無法觀察到其為同時運動。

目前所得到的結果仍無法得到足夠的景深。為達到提供診斷資訊的目的，仍需要近一步的研究。

四、計畫成果自評

本文中報告了影像分析及計算機圖學在心臟超音波影像的應用。

在影像分析部分，我提出一個自動化的演算法。我們所提出的演算法是根據 α -shape 所推出的 α -connectivity。所得到的結果比自 AQ 影像中所得精確許多。但是我們提出的方法仍需用到 AQ 影像。而且為求自動化，並不是在所有影像中都能得到最佳的心臟內腔。

在計算機圖學部分，我們已經證明立體資料描繪的方法可以用在 4D 心臟超音波。雖然我們能將 3D 資訊投影到平面，例如我們可以看到兩個瓣膜同時開啟關閉。唯目前結果仍無法提供足夠景深，仍需在近一步的研究。

五、參考文獻

- [1] Remin Lin, S. James Chen, Victor Mor-avi, James Bednarz, Chin-Tu Chen, Roberto M. Lang "3D Reconstruction of the LV Endocardial Surface from echocardiographic Images Using Deformable Shell Models," {lit Computers in Cardiology,} 1996.
- [2] Mor-Avi V, Vignon P, Koch R, Weinert L, Spencer KT, Lang RM: Segmental analysis of Color Kinesis images: New method for quantitative assessment of left ventricular contraction and relaxation. Circulation 1997;95:2082-2097
- [3] Mor-Avi V, Chen SY, Koch R, Berger D, Bednarz J, Robinson K, Shroff SG, Lang RM: Three-dimensional dynamic reconstruction of the left ventricular endocardial surface using acoustic quantification. J Am Soc Echocardiogr 1996;9:377(Abstract)
- [4] Monnissey RL, Siu SC, Guerrero JL, Newell JB, Weyman AE, Picard MH: Automated assessment of left ventricular volume and function by echocardiography: Validation of automated border detection. J Am Soc Echo 1994;7:107-115
- [5] Waggoner AD, Miller JG, Perez JE: Two-dimensional echocardiographic automatic boundary detection for evaluation of left ventricular function in

unselected adult patients. J Am Soc
Echocardiogr 1994;7:459-464

- [6] Hawthorne E: Dynamic geometry of the
left ventricle. Am J Cardiol
1966;18:566-573