

# 逢 甲 大 學

## 資 訊 工 程 學 系 專 題 報 告

### 醫 學 影 像 處 理 及 三 維 物 件 重 建

學 生： 李 珮 嘉 ( 四 丁 )  
陳 郁 婷 ( 四 丁 )  
魏 子 傑 ( 四 丁 )

指 導 教 授： 黃 秋 煌 教 授  
許 志 宇 教 授

中 華 民 國 九 十 二 年 十 二 月

## 摘要

目前市面上已經有很多種醫學影像的軟體具有三維重建功能，這些軟體雖然支援重建，但在自動選取物件上面，功能仍稍嫌不足。本專題以「醫學影像處理及三維物件重建」的題目進行研究，主要是依改良式主動輪廓線模型來改進物件圈選方式，希望能加強自動選取物件的功能並將此功能與三維重建功能做整合，便於醫師臨床診斷與向病人說明病情時的便利性。

本系統所使用的方式，是先取得灰階影像的色彩分布直方圖，加以判斷截止值的位置，繼而增強影像的對比，之後將影像二值化，再利用此二值影像去取邊緣地圖，影像經過前處理後，以蒲松梯度向量流之主動式輪廓線模型做為影像分割的基本方法，在二維的影像上自動地建立出適當的輪廓線，最後以這些輪廓線為基礎架構建立出三維物件；本專題所使用語言為 Matlab，Matlab 是一種用於科學計算的高效能程式語言，利用 Matlab 軟體對於影像處理及三維模組上所提供功能強大的函式庫，使得我們在研究時更得心應手。本文利用電腦斷層掃描所得之序列影像，採用蒲松梯度向量流之主動式輪廓模型來進行影像分割，再以所得之輪廓曲線來建立出肺部氣管的三維物件影像。

## 目錄

第一章	緒論	.....	1
1.1	研究動機與目的	.....	1
1.2	專題研究目標	.....	3
1.3	報告架構	.....	3
1.4	電腦斷層攝影	.....	4
1.4.1	電腦斷層掃描儀介紹	.....	4
第二章	影像處理	.....	6
2.1	關於影像	.....	7
2.2	基本前處理	.....	10
2.2.1	影像格式的轉換	.....	10
2.2.2	貼上底圖	.....	11
2.2.3	增強對比—影像二值化	.....	11
2.2.4	Connected—component	.....	12
2.2.5	顯示目標主體	.....	13
2.3	二值化影像門檻值之自動選取	.....	14
2.4	Pixel Connectivity	.....	15
2.5	影像前處理流程與結果	.....	16
2.6	二維影像輪廓截取	.....	19
2.6.1	起始曲線為圓	.....	19
2.6.2	起始曲線為橢圓	.....	20
2.6.3	手動設定起始曲線	.....	21
第三章	主動輪廓線模型	.....	22
3.1	影像分割	.....	22
3.2	傳統主動輪廓線模型	.....	23
3.2.1	傳統模型之內部能量	.....	24
3.2.2	傳統模型之外部能量	.....	24
3.2.3	傳統模型之解	.....	24
3.2.4	傳統模型之缺點	.....	25
3.3	改良式主動輪廓線模型 (GVF)	.....	26
3.4	蒲松梯度向量流 (PGVF)	.....	28
3.4.1	Canny edge detection	.....	29
3.4.2	PGVF 與 GVF 之比較	.....	30

3.5	內部能量之影響	.....	32
3.5.1	彈性能量 $\alpha$ 值之影響	.....	32
3.5.2	彎曲能量 $\beta$ 值之影響	.....	33
第四章	三維重建	.....	34
4.1	三維物件的成像與顯示	.....	34
4.2	曲面重建	.....	34
4.2.1	Matlab – surface 重建方法	.....	35
4.2.2	內插 (interpolation)	.....	36
4.3	體積重建	.....	39
4.3.1	Matlab – tetramesh 重建方法	.....	39
4.3.2	Matlab – isosurface 重建方法	.....	40
4.3.3	Delaunay 三角化	.....	40
4.4	成像處理 (rendering)	.....	42
4.4.1	著色 (shading)	.....	42
4.4.2	打光 (lighting)	.....	43
4.5	重建實驗	.....	45
第五章	系統介紹	.....	47
5.1	介面設計	.....	47
5.2	介面功能說明	.....	48
5.3	操作流程	.....	50
5.4	系統特色	.....	54
第六章	討論與展望	.....	55
6.1	重建流程比較	.....	55
6.1.1	目前醫生操作流程	.....	55
6.1.2	本系統操作流程	.....	57
6.2	總結	.....	58
6.2.1	優點	.....	58
6.2.2	缺點	.....	58
6.3	未來展望	.....	59
	參考文獻	.....	60

## 圖表目錄

圖 1.	1	肺部 CT 重建影像 (前方視野)	.....	2
圖 1.	2	肺部 CT 重建影像 (斜向視野)	.....	2
圖 1.	3	肺部 CT 重建影像 (側面視野)	.....	2
圖 1.	4	肺部 CT 重建影像 (後方視野)	.....	2
圖 1.	5	電腦斷層掃描儀剖面圖	.....	4
圖 1.	6	電腦斷層掃描儀器	.....	5
圖 1.	7	CT 掃描側面示意圖	.....	5
圖 2.	1	膽管超音波圖	.....	6
圖 2.	2	說明影像之 X, Y	.....	7
圖 2.	3	指標影像與資料矩陣及顏色映射關係圖	.....	8
圖 2.	4	灰階影像與其資料矩陣關係圖	.....	8
圖 2.	5	二值影像與其資料矩陣關係圖	.....	9
圖 2.	6	RGB 影像與其 R、G、B 資料矩陣關係圖	.....	9
圖 2.	7	彩圖與灰階圖之比較	.....	10
圖 2.	8	貼上底圖之結果	.....	11
圖 2.	9	膽管超音波灰階影像直方圖	.....	12
圖 2.	10	膽管超音波灰階圖及二值圖比較	.....	12
圖 2.	11	彩色點陣圖	.....	13
圖 2.	12	二值影像圖	.....	13
圖 2.	13	連結矩陣中之數值	.....	13
圖 2.	14	影像遮罩	.....	13
圖 2.	15	機率密度函式 $p_o(x)$ 和 $p_b(x)$ 分布圖	.....	14
圖 2.	16	膽管超音波之原圖	.....	16
圖 2.	17	膽管超音波之增強對比圖	.....	16
圖 2.	18	膽管超音波之二值影像圖	.....	17
圖 2.	19	膽管超音波之取最大的連結元件	.....	17
圖 2.	20	膽管超音波之取 canny edge	.....	18
圖 2.	21	膽管超音波處理後之圖	.....	18
圖 2.	22	以圓為起始曲線抓取膽管輪廓	.....	19
圖 2.	23	以橢圓為起始曲線抓取膽管輪廓	.....	20
圖 2.	24	以自定曲線為起始曲線抓取膽管輪廓	.....	21
圖 3.	1	主動式輪廓線模型	.....	22
圖 3.	2	U 型輪廓之影像力	.....	25
圖 3.	3	傳統輪廓模型之擷取結果	.....	25

圖 3.	4	GVF 之 U 形輪廓之影像力	.....	27
圖 3.	5	GVF 模型之擷取結果	.....	27
圖 3.	6	GVF 的無法順利貼近凸出的部份	...	27
圖 3.	7	尋找可能邊緣	.....	29
圖 3.	8	凸型缺口原圖	.....	30
圖 3.	9	凸型向量流場之比較(a)GVF、(b)PGVF	.....	30
圖 3.	10	缺口向量流場之比較(a)GVF、(b)PGVF	.....	30
圖 3.	11	GVF 與 PGVF 之比較	.....	31
圖 3.	12	調整彈性能量參數之差異	.....	32
圖 3.	13	調整彎曲能量參數之差異	.....	33
圖 4.	1	漸進曲線與增高相疊兩種 surface 的差異比較圖		35
圖 4.	2	因點對點而造成的 surface 扭曲圖	.....	35
圖 4.	3	sin 曲線及原始點圖形	.....	36
圖 4.	4	最鄰近內插法	.....	36
圖 4.	5	線性內插法	.....	36
圖 4.	6	立方內插法	.....	37
圖 4.	7	立方條樣內插法	.....	37
圖 4.	8	各種內插法之比較	.....	38
圖 4.	9	tetramesh 重建	.....	39
圖 4.	10	等值面重建	.....	40
圖 4.	11	Voronoi Diagram 及 Delaunay Triangulation	...	41
圖 4.	12	Shading 比較圖	.....	43
圖 4.	13	Lighting 比較圖	.....	44
圖 4.	14	肺部 CT 影像原圖	.....	45
圖 4.	15	手動圈選近似輪廓	.....	45
圖 4.	16	由 PGVF 抓取之氣管輪廓	.....	45
圖 4.	17	以第一張結果為起始曲線	.....	45
圖 4.	18	第二張之抓取結果	.....	46
圖 4.	19	上部份氣管重建結果	.....	46
圖 4.	20	著色後之結果	.....	46
圖 4.	21	更改 colormap 後之結果	.....	46
圖 5.	1	介面設計圖	.....	47
圖 5.	2	操作流程(一)	.....	49
圖 5.	3	操作流程(二)	.....	49
圖 5.	4	操作流程(三)	.....	50
圖 5.	5	操作流程(四)	.....	51

圖 5. 6	操作流程(五)	.....	51
圖 5. 7	操作流程(六)	.....	51
圖 5. 8	操作流程(七)	.....	52
圖 5. 9	操作流程(八)	.....	52



# 第一章 緒論

西元 1895 年，德國科學家倫琴(Roentgen)首度發現了 X 光射線 (X-ray)，讓人類能夠全面性地透視人體，對醫學的發展造成深遠的影響。1971 年電腦斷層掃描(Computerized axial Tomography, CT)的出現，更把人類的醫學發展帶入了另一個里程，我們可以藉由 CT 影像來觀察到人體內部的組織結構，醫學影像科技的發展，大幅增強了醫生臨床診斷的準確性，在醫學教學上或與病人家屬的溝通上，都有很大的助益。

## 1.1 研究動機與目的

以往在照完 CT 後，醫生只能取得一連串的序列化圖形(sequence images)，雖然對於診斷上有相當大的幫助，但醫生還是得自行在腦中建構出立體影像，加以判別病情。而在面對病患以及其家屬解說患者病情時，因為病人及其家屬並無醫學相關知識，根本看不出這些圖的含意，醫師還得一張張加以解說，但如果能將這些序列化的圖加以整合，建立起三維的立體物件，醫師可以直接觀察該部位的整體狀況，病人及其家屬也因有立體物件而更容易瞭解病情，對於醫師在診斷上，以及對病人及其家屬的解說上，都極為方便。

雖然市面上已有很多種類似的醫學軟體流通，本專題仍針對「醫學影像處理及三維物件重建」進行研究，原因在於，市面上的軟體雖然支援重建，但在自動選取物件上面，功能稍嫌不足，大部分的軟體在讀取完 CT 序列影像後，雖然可進行三維重建出物體形狀，但是會將序列影像上的所有物件，一併重現出來。以肺部為例，拍攝胸腔的 CT 影像，會包含肺葉與氣管兩個部位（圖 1.1），在一般市面上軟體，只能看出重建後肺部的整體外型，對醫師而言，若單單要觀察氣管，無法順利根據重建後的物件觀察，因為當物件旋轉至側面時，兩側的肺葉將擋住氣管（圖 1.2）。除非醫師利用俱支援手動圈選輪廓的軟體，並一張張手動圈選序列圖中所有的氣管輪廓，才能夠觀察到僅有氣管部分的物件。雖然這樣的方式也可達到目的，但耗時而且費力，在實用上造成極大的不便。於是我們著手此研究乃是以改善醫學軟體為出發點，希望加強軟體功能並且將現有醫學軟體做更完整規劃與整合。



圖 1.1

胸腔的 CT 重建後影像，包含肺葉與氣管兩部位。支氣管末梢深入肺葉當中無法進行觀察。



圖 1.2

當重建後的影像逐漸旋轉，氣管也逐漸被肺葉阻擋而不可見。



圖 1.3

胸腔的 CT 重建後側面像，肺葉擋住了大部分的氣管，無法觀察支氣管的側面表像。



圖 1.4

只有在前後兩側，才能觀察到氣管，左右兩側則幾乎被肺葉擋住，無法觀察

## 1.2 專題研究目標

在重建三維物件前，還有一樣課題必須要能夠克服，就是『影像分割』(image segmentation)，如何在二維影像上抓取所需部分的輪廓。因此我們必須進行所謂的例行性「前處理」，經由不斷地測試之後，發現利用灰階影像(gray-scale intensity image)的分佈直方圖(histogram)，來判斷門檻值(threshold)的位置，使得影像的對比增強(enhances contrast)，之後再將影像轉成二值化影像(binary image)，利用此二值影像去取影像地圖(edge map)，最後再設定欲選取物件的概略曲線，以改良式的主動式輪廓線模型(Active contour model)—蒲松梯度向量流(Poisson Gradient Vector Flow, 以下簡稱 PGVF) 將物件的完整輪廓描繪出來。

在醫生輸入一連串序列化的 CT 圖形後，經由一連串的前處理，例如：只需設定好圈選第一張的概略曲線後，我們的軟體便以 PGVF 選取出所需部位之完整輪廓，接著以第一張選取出來的輪廓作為原始曲線，重複 PGVF 進行抓取第二張序列影像，在依第二張所抓曲出來的輪廓曲線作為第三張的原始曲線，依此類推直到這一系列的所有序列影像全部都將輪廓影像抓取完畢，接著再將這些輪廓影像建立出該部位之 3D 物件，醫生可藉由旋轉、物件比例縮放等功能，仔細觀察 3D 物件，從重建後的物件中擷取所需之資訊。

## 1.3 報告架構

本篇報告共分為五章，第一章介紹本專題之動機與目標並簡介了我們所重建的 CT，第二章介紹了我們在圈選物件時所使用的演算法『改良式主動輪廓線模型』，第三章講解了醫學影像在使用前所需要之影像前處理，第四章討論了三維物件重建之方法及 Matlab 所提供之函數，第五章為實作結果與討論，第六章為結論與未來之展望。

## 1.4 電腦斷層攝影

1971 年，在 X 光發現後 75 年，英國工程師杭式飛德(Hounsfield)發明瞭電腦斷層攝影(CT)，利用 X 光攝影，並利用電腦組成二度空間影像，可做全身斷層掃描。西元二千年的 CT，不只切面速度快、影像清晰，最新型的螺旋狀 CT，可做連續切面，配合快速電腦，除了一般影像之外，另可做成三度空間影像重組、CT 血管攝影等。在急診室中，CT 是僅次於 X 光之外最主要的診斷工具。

### 1.4.1 電腦斷層掃描儀介紹

電腦斷層也是一種 X 光的電腦掃描電腦攝影掃描儀(CT scanner)可分為三個部份：X 光管(X-ray tube)、X 光偵測器(X-ray detector)和電腦 (Computer)。

CT 影像的產生分為兩大步驟：

- 一、X 光管射出的扇形 X 光束 (Fan-shaped x-ray beam)從某個角度穿透選定的身體切片 (body slice)。
- 二、偵測器 (detector) 以資料曲線 (data profile) 的形式收集 X 光衰減值 (x-ray attenuation value)。(圖 1.3)

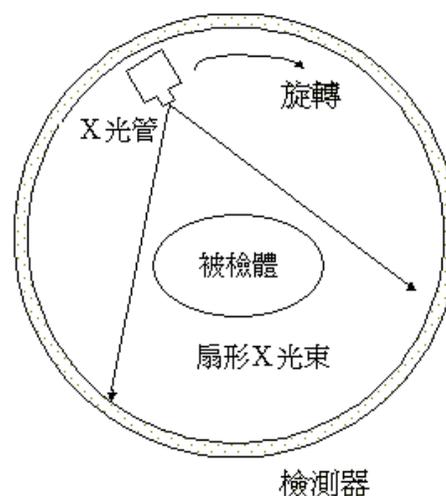


圖 1.5 電腦斷層掃描儀剖面圖

每一條 X 光投影線都帶有不同的正常組織與病變組織的 X 射線吸收或衰減訊息，這些不同角度的 X 光投影線衰減資料需要重新去整理出有用的資訊，而雷登轉換(Radon transform)則使得三維影像重建成為可能。



圖 1.6 電腦斷層掃描儀器

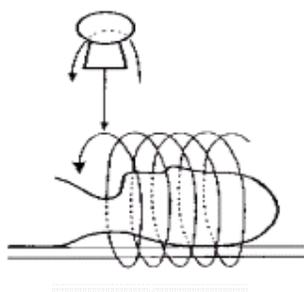


圖 1.7 CT 掃描側面示意圖

圖 1.6、1.7 來源網頁 <http://www.3dmedical.com.tw/tech-movie.htm>

## 第二章 影像處理

在觀察醫學影像圖之後，我們發現影像上分布著許多不明的雜訊，(如圖 2.1，膽管主體周圍分布許多不明雜訊)，為避免這些雜訊在擷取主體輪廓時造成不必要的困擾，我們必須在進行擷取輪廓前，我們必須想辦法把這些不明雜訊去除，以期在之後抓取時有更完美的結果。

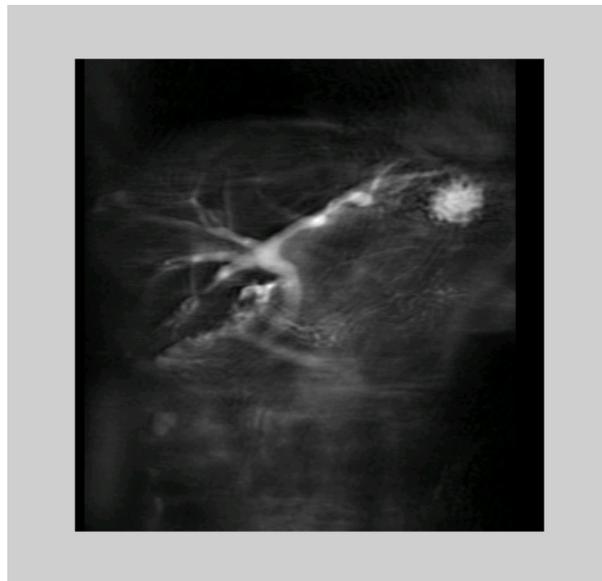


圖 2.1 膽管超音波圖

## 2.1 關於影像

像素 (pixel, picture element 的縮寫) 為數位影像的基本單位。數位影像可以視為一個矩陣, 矩陣由行列組成, 行與列上面的數值便是一個像素的點, 該數值決定該點灰階度的大小, 也就是明亮度的大小。一般來說一張影像若為  $m \times n \times 8 \text{ bit}$ , 則表示為該影像灰階值有  $2^8$  個, 即為 256。假設有一個  $6 \times 6 \times 8 \text{ bit}$  的影像, 則該影像為一個  $6 \times 6$  的矩陣, 矩陣內的數值範圍則介於  $0 \sim 255$ 。在數位影像當中, 影像的表示由於是使用矩陣來表示, 因此其  $x$  軸與  $y$  軸便會與一般數學運算中的認知有所不同。如 (圖 2.2):

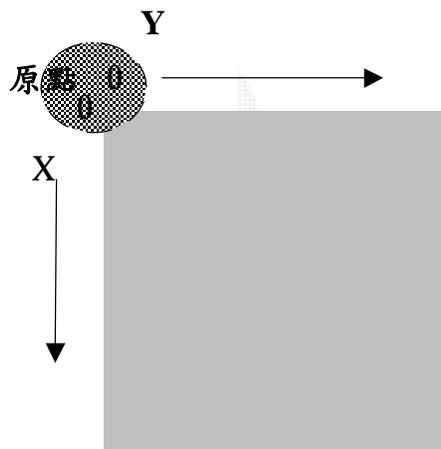


圖 2.2 說明影像中的  $x$ 、 $y$

在這裡每一點可表示為  $f(x, y)$ ,  $x$  與  $y$  表示空間上的座標,  $f$  的值便是該點的明亮度指數。

在 MATLAB 的影像處理工具中, 支援四種影像的基本格式:

- Index images: 指標影像, 影像資料的儲存是利用影像的資料矩陣(data matrix)和顏色映射(colormap)的方法。顏色映射的為一個  $m \times 3$  的矩陣, 由浮點數組成, 浮點數範圍  $0 \sim 1$ 。 $m$  的大小表示有幾種顏色, 該 map 每一列儲存 red、green、blue, 像素值直接對應到顏色映射的值, 所以每一個顏色分別代表一列。資料矩陣中所儲存的值便是每個像素值的顏色。(圖 2.3)

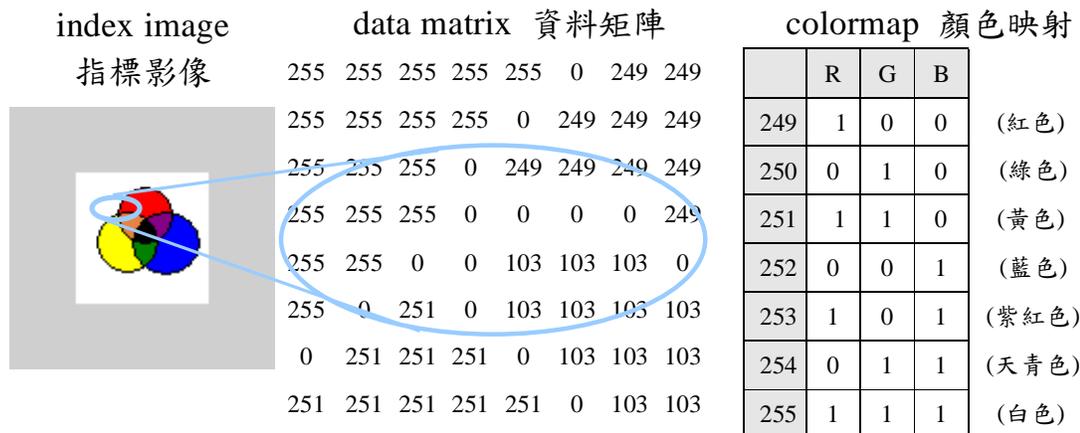


圖 2.3 「指標影像」與「資料矩陣」及「顏色映射」關係圖。指標影像上的色彩資訊索引值儲存在資料矩陣當中。再到「顏色映射表」對照 R、G、B 三個值將正確色彩讀出。

- Intensity images : 亮度影像，顧名思義是一種亮暗的影像，由明亮的大小來表示，是一種灰階影像。使用一個矩陣來儲存像素的灰階值。(圖 2.4)



圖 2.4 左方為「灰階影像圖」，右方為儲存此圖之資料矩陣，白色部分存「255」，黑色部分存「0」，其它灰階值分布在「0~255」區間。

- Binary images : 二值影像，只有 0 與 1。0 代表暗，在人的眼睛看來即黑色。1 代表亮，在人的眼睛看來即白色。(圖 2.5)

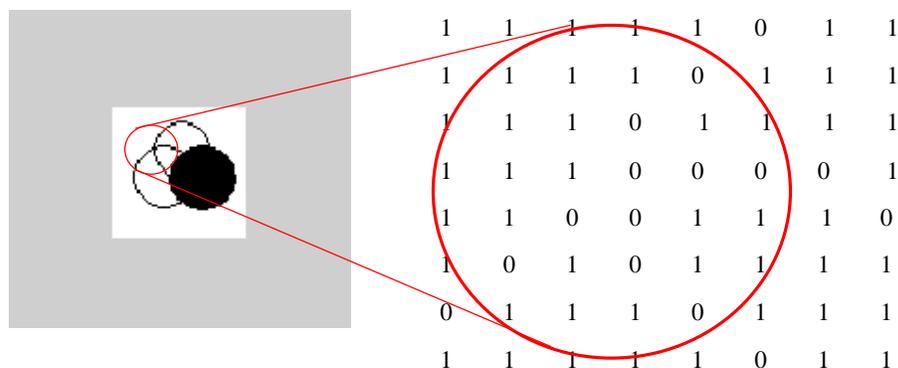


圖 2.5 左方為「二值影像圖」，右方為儲存此圖之資料矩陣，白色部分存「1」，黑色部分存「0」。

- RGB images : 是一個  $m \times n \times 3$  的資料矩陣，由紅綠藍三種顏色所組成的影像。即由三個  $m \times n$  的矩陣形成。(圖 2.6)

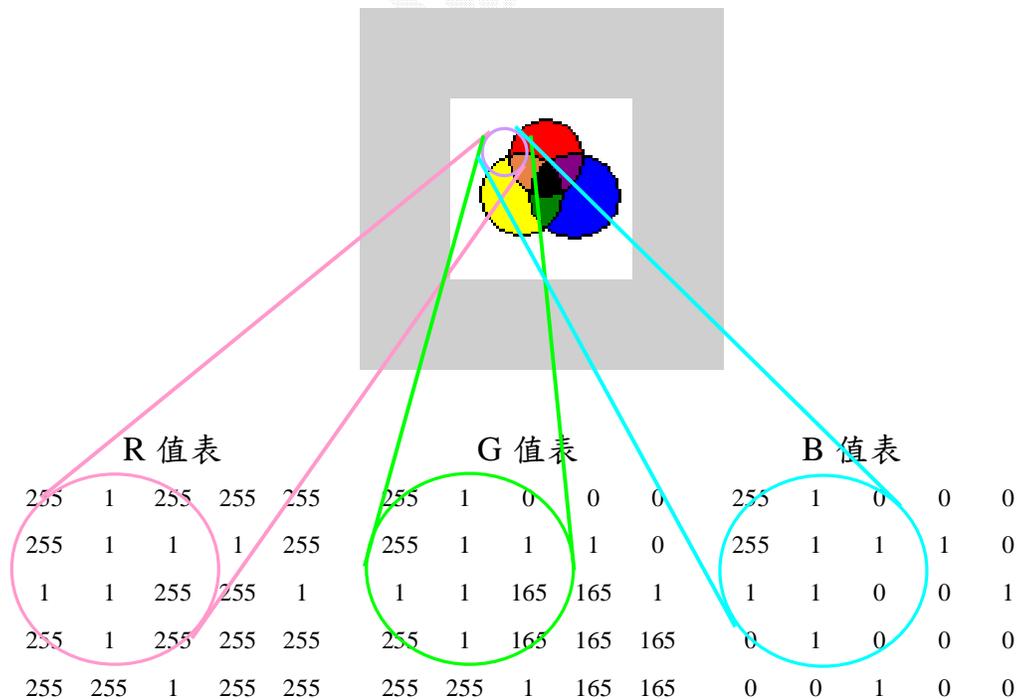


圖 2.6 此 R、G、B 三表分別為  $m * n$  的矩陣，其值分別代表彩圖中紫色圈圍範圍內的三原色。

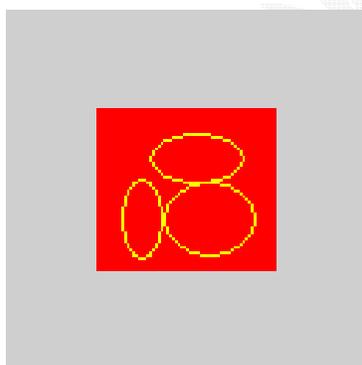
## 2.2 基本前處理

為了使圈選的更加順利，結果更接近所求之完美圖形，我們必須先進行一番影像處理的前置動作將圖上雜訊去除，首先先介紹本專題所使用到的影像處理方法及原理，並將實驗的過程與結果呈現出來。

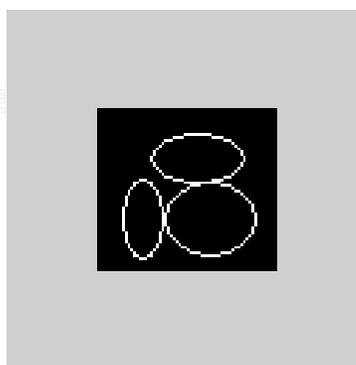
### 2.2.1 影像格式的轉換

在本專題中用來研究的影像範例皆為 RGB 的形式，為了方便影像的計算，因此第一步即是將影像轉為灰階。利用 MATLAB 當中的 `rgb2gray` 函式，將色彩轉為 0-255 的灰階色調，將 RGB 影像轉換成灰階影像以方便後面的計算。

彩圖與灰階圖比較圖：



64 \* 58 像素之彩色圖形  
，圖檔格式為點陣圖。

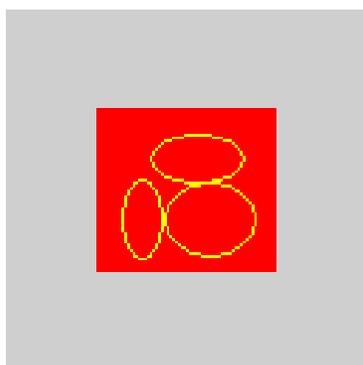


64 \* 58 像素之灰階圖形  
，圖檔格式為點陣圖。

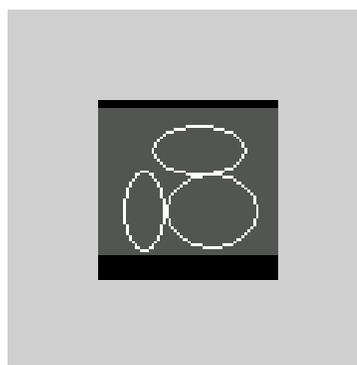
圖 2.7 彩圖與灰階圖之比較

## 2.2.2 貼上底圖

由於主動式輪廓線模型之影像力源自於來源影像上所有物件曲線，因此所要選取的物件曲線不可被圖檔的邊緣線所中斷，否則將阻礙影像力的產生。然而在醫學影像當中，這樣的圖形是非常普遍的，(如圖 2.8)，因此以貼上底圖的方式來排除前述之障礙。



64 \* 58 像素之彩色圖形  
，存檔格式為點陣圖。



貼上底圖結果，屬性為  
64 \* 64 像素大小灰階圖

圖 2.8 貼上底圖之結果

## 2.2.3 增強對比—影像二值化

影像二值化，把影像轉成只有 0 與 1，主要是將影像對比度拉大，影像在單純的亮暗分明下，可以很清楚的分辨出輪廓來。利用選取一個門檻值(threshold)將影像的灰階度作分類，選取 threshold 目的就是將影像灰階值區分成只有 0 與 1 兩種數值，大於門檻值會被設為 1，小於門檻值則設為 0。對於門檻值的選取，一般來說是藉由觀察影像的直方圖 (histogram, 圖 2.9) 找尋適合的門檻值，再根據此截止值所分隔出來的影像圖以人為的方式判斷是否為理想中的結果。若不滿意結果，則必須重新調整，再找下一個適當的截止值，重覆進行煩索的實驗直到滿意為止。

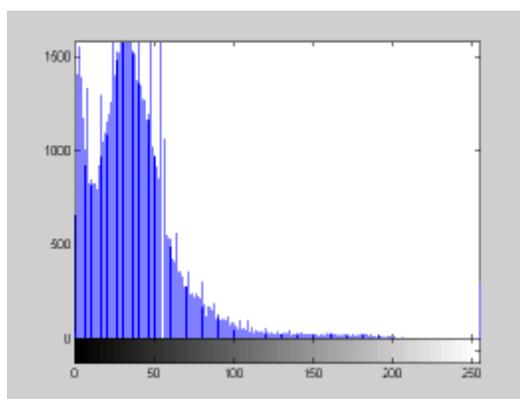
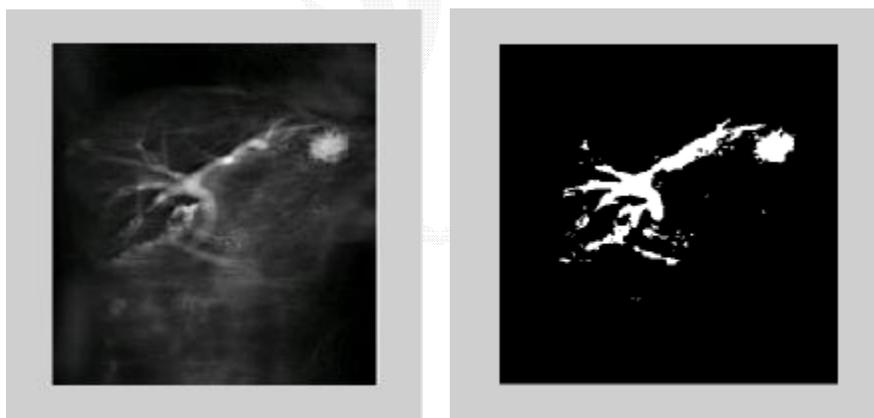


圖 2.9 膽管超音波的灰階影像直方圖

影像直方圖(Image histogram)是一種圖表，用來表示出影像的明亮度。以灰階度為 x 軸，y 軸為在這張影像當中共有多少點的亮度為 x 這個數值。我們可以利用直方圖來決定所要的門檻值。



灰階圖形

二值化後

圖 2.10 膽管超音波灰階圖及二值圖比較

## 2.2.4 Connected – component

一般而言二值影像圖矩陣內容存的只有 0 與 1 兩種影像值，我們利用影像矩陣中的資訊來判別出每個亮點是否屬於同一個物件，利用像素連結(pixel connectivity)的方式判別出各個不同的連結元件(connected-component)。

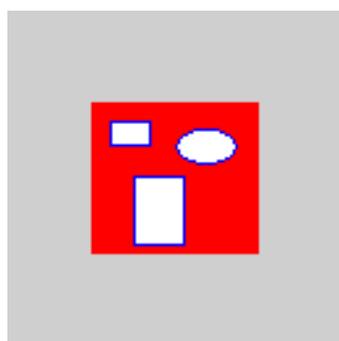


圖 2.11 彩色點陣圖

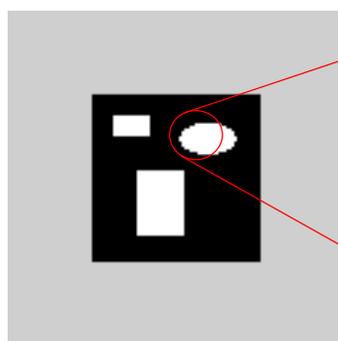


圖 2.12 二值影像圖

0	0	0	0	0	0
0	0	2	2	2	2
0	2	2	2	2	2
0	2	2	2	2	2
0	0	2	2	2	2
0	0	0	0	0	0

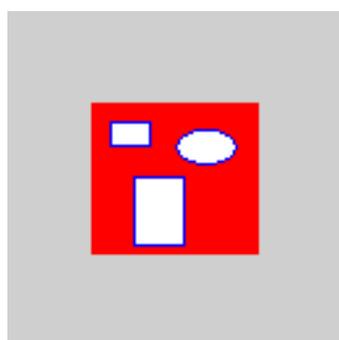
圖 2.13

連結矩陣中之數值。

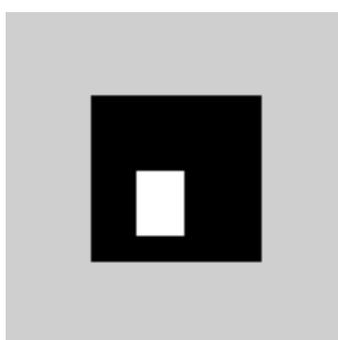
來源圖 2.11 之彩圖上有三個物件，一個橢圓形和兩個長方形，圖 2.12 為圖 2.11 轉成二值圖之後的結果，在圖 2.12 當中，右上方的橢圓形為第二個 connected-component 物件，其內容值為存入「2」，矩陣讀出的數值顯示如圖 2.13，左上方與下方的長方形矩陣存入值分別為「1」，「3」，代表第一個與第三個 connected-component 物件

### 2.2.5 顯示目標主體

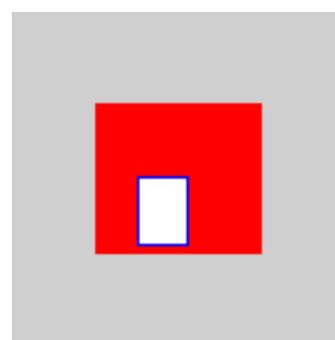
所採取的方式類似「遮罩」(mask)的概念，由於來源影像圖上的物件不只一個，為求在經過主動式輪廓模型方法時確保產生最有效能的影像力，我們大膽地選擇了這個方法，將其他的物件濾掉，僅留下所要抓取的部位圖像。



以彩色點陣圖為來源



遮罩圖形



結果圖

圖 2.14 影像遮罩

## 2.3 二值化影像門檻值之自動選取

自動選取影像二值化的最佳門檻值由 N. Otsu 於 1979 年在 IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics vol. 9, no. 1, pp. 62-66 所提出來的發表，A Threshold Selection Method from Gray-level Histograms。

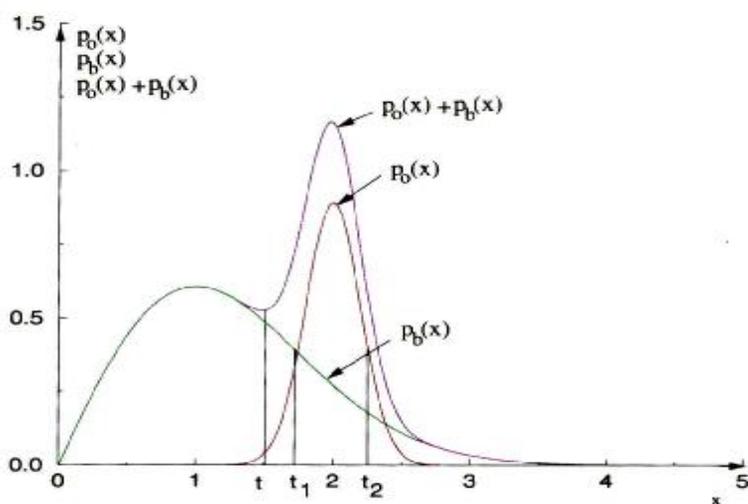


圖 2.15 機率密度函式  $p_o(x)$  和  $p_b(x)$  分布圖。

我們假設影像中物件與背景像素的組成分別根據機率密度函式  $p_o(x)$  和  $p_b(x)$ ，並假定  $t$  值為截止值，如圖 2.15 所示。

則將物件像素錯分到背景像素可以表示成：

$$\int_{-\infty}^t p_o(x) dx$$

而將背景像素錯分到物件像素可以表示成：

$$\int_{-t}^{+\infty} p_b(x) dx$$

若再令分數  $q$  為影像中構成物件之像素，則構成背景之像素以  $1-q$  表示。總錯誤率可以寫成下列式子：

$$E(t) = q \int_{-\infty}^t p_o(x) dx + (1-q) \int_{-t}^{+\infty} p_b(x) dx$$

我們所要的最佳門檻值，即是將切割錯誤的發生機率降到最低，即求上式  $E(t)$  之最小值，我們令此式對變數  $t$  做一次微分，並且微分後的式子為零。

$$\frac{\partial E}{\partial t} = qp_o(t) - (1-q)p_b(t) = 0 \quad \Rightarrow qp_o(t) = (1-q)p_b(t)$$

此為在本專題中用以作為自動選取擷取值之方法，另外 matlab 軟體在第 6.5 版亦有 graythresh 函式能夠自動找到最佳門檻值。

## 2.4 Pixel Connectivity

判別 connected-component 的方式分為兩種：以某亮點為中心，一種是四個方向連結判別，另一種是八個方向連結判別。

可參考下表說明：

連結方式	說 明	圖 示
四個方向	以中間格子為中心，每一格代表一個像素，當四個方向的像素與中間格子形成邊重合，則此兩像素視為同一個物件。只有垂直或水平兩種結合方向。	
八個方向	以中間格子為中心，每一格代表一個像素，當八個方向的像素與中間格子的邊重合或角重合，則此兩像素視為同一個物件。四種結合方向。	

Connected-component，利用上述所列之方法，將遇到的第一個物件，在每個像素之相對位置矩陣內存入數值「1」，第二個物件，存入「2」，依此類推，直到整張圖跑完，並統計所有圖像中物件的個數。

## 2.5 影像前處理流程與結果—膽管之超音波影像為例

前處理流程：

1. 將原來 298\*286 的彩色圖，轉成灰階圖，並且貼上底圖成 298\*298 的方形圖。(如圖 2.16)

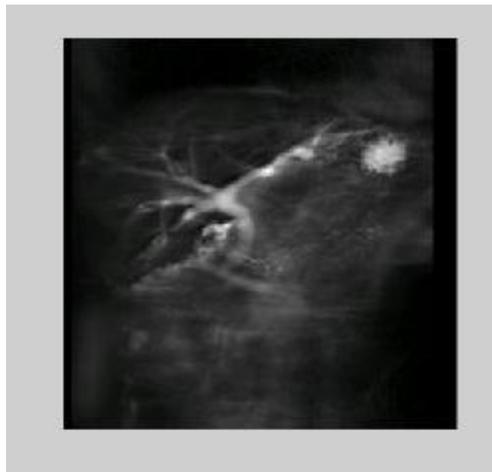


圖 2.16：原圖

2. 呼叫 `adjustContrast()`，增強影像的對比，提昇影像的清晰度。(如圖 2.17)。



圖 2.17：增強對比圖

3. 利用圖 2.17，將影像自動抓取適當的 threshold 轉成二值影像。(如圖 2.18)。



圖 2.18：二值影像圖

4. 以圖 2.18 為基準，找出最大的 connected component。(如圖 2.19)。



圖 2.19：取最大的連結元件

5. 抓取圖 2.17 的 canny edge。(如圖 2.20)。



圖 2.20：取 canny edge

6. 只顯示原圖主體，其他雜訊消去。(如圖 2.21)。



圖 2.21：只顯示主體，其他雜訊消去

## 2.6 二維影像輪廓截取—膽管之超音波影像為例

現在進行測試二維影像輪廓的擷取工作，選擇以超音波的膽管為例原因在於，膽管的形狀多曲折，適合用來測試主動式輪廓模型的性能，如果膽管的形狀也能夠擷取得漂亮，那麼未來在抓取其他部分的輪廓就不會有太大的困難。另外，超音波的影像多不明雜訊，可以用來規劃影像處理的流程與步驟。

### 2.6.1 起始曲線為圓

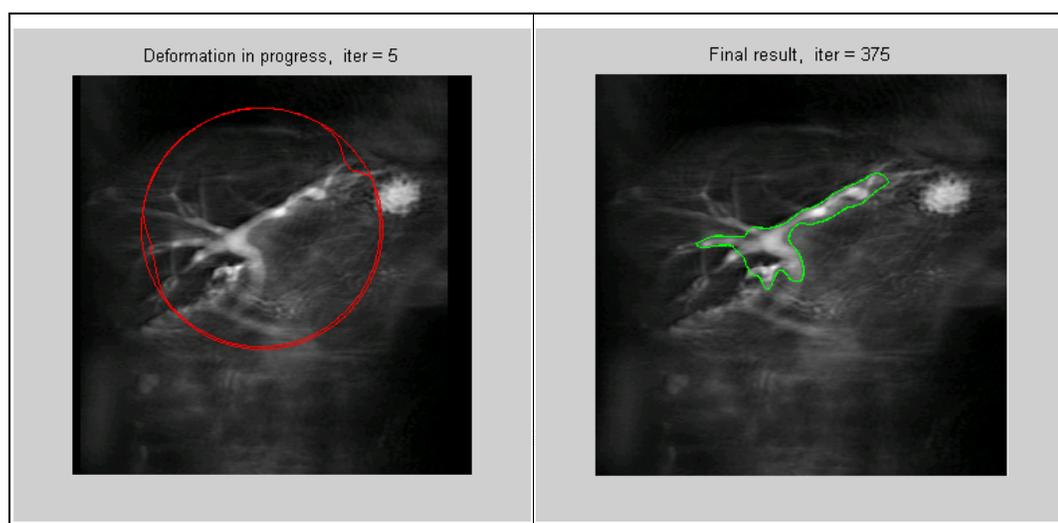


圖 2.22 以圓為起始曲線抓取膽管輪廓

參數異動部分:

```
x1 = 90 *cos(t);    y1 = 90 *sin(t);
[x1,y1] = snakesdeform(x1,y1,2,0.5,0.5,0.6,px,py,15);
跑 75 次
```

結果說明：

起始圖形是圓，可以抓到一些分支的形狀，但是並不完整，有一些突起的根抓不到，也凹不進去，右方枝幹尾端的分岔抓不漂亮，但原則上比之前的形狀漂亮的多了。

想法：

起始圖改成橢圓，並且將  $\alpha$ 、 $\beta$  值調小，也試試調整

$[x1,y1] = \text{snakeinterp}(x1,y1,2,0.5)$ ; 與  $\gamma$  兩個參數

## 2.6.2 起始曲線為橢圓

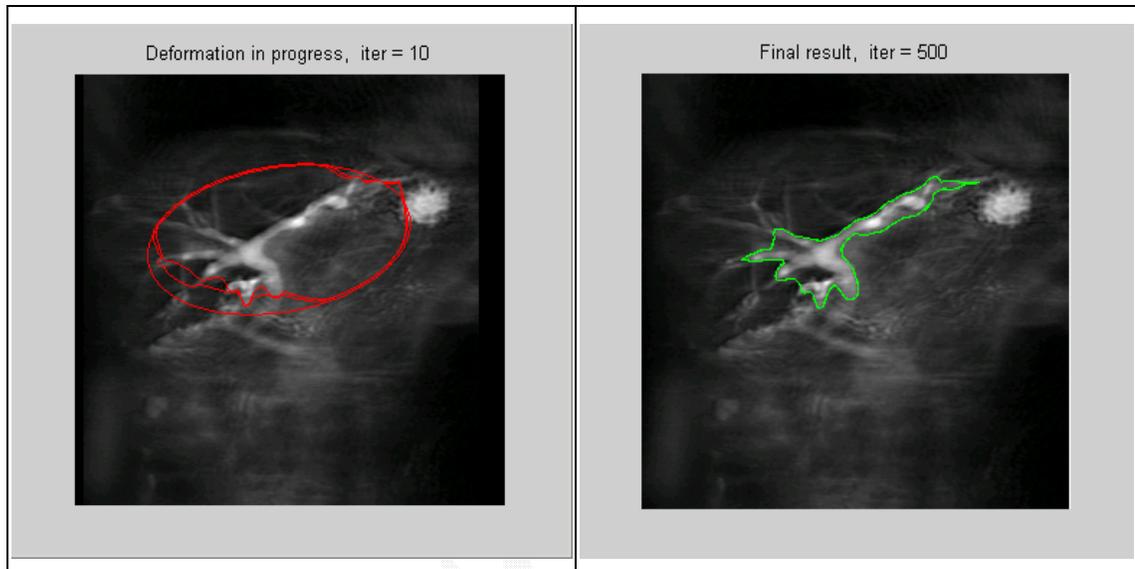


圖 2.23 以橢圓為起始曲線抓取膽管輪廓

參數異動部分:

```
x1 = 50 *cos(t);    y1 = 92 *sin(t);  
[x1,y1] = snakeform(x1,y1,0.4,0.1,0.5,0.6,px,py,15);  
跑 100 次
```

結果說明：

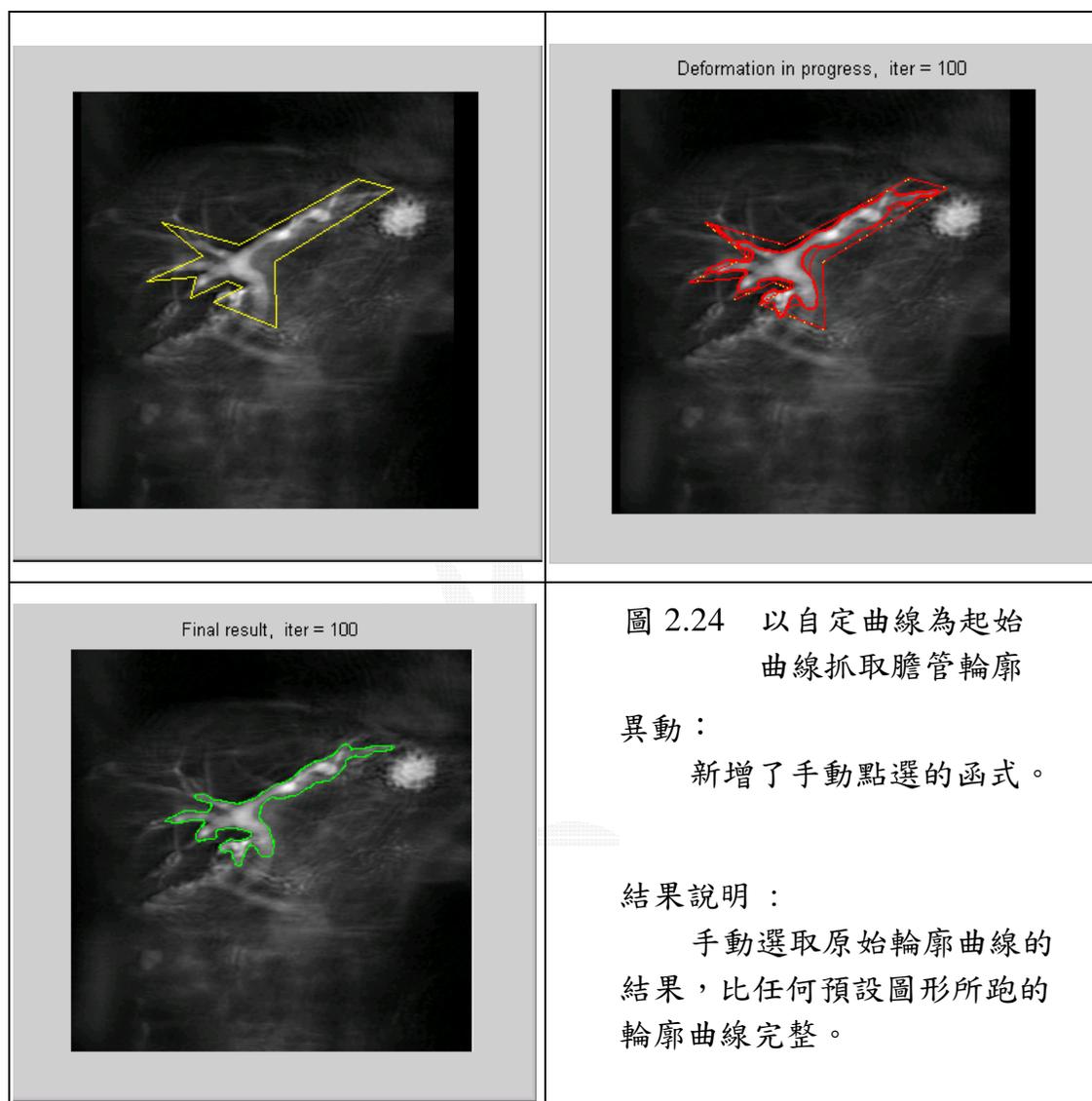
換成橢圓，果然如所料，能把分支的形狀抓取得更好，但仍無法求到很精細的程度。

$[x1,y1] = \text{snakeinterp}(x1,y1,2,0.5)$ ; 與  $\gamma$  兩個參數，調整出來的結果沒有很好，在抓取 canny edge 的時候會一直往內縮， $\text{snakeinterp}$  影響較大。

想法:

如果能夠利用不規則的起始曲線，來逼近膽管圖形，應該可以將圖形選取的更完美。

### 2.6.3 手動設定起始曲線



總結：

將在系統當中加入「任意曲線」以及「幾何圖形曲線」的功能，在跑簡單的圖形時，可以採用簡單的幾何圖形作為原始曲線，若抓取部位如同膽管這類具有不規則輪廓、彎曲度大的特性，便依照使用者的需求選擇任意封閉曲線抓取。

## 第三章 主動輪廓線模型

在重建之前，必須要先將二維影像的目標輪廓曲線圈選出來，再利用各張影像的曲線為基本骨幹建構出完整三維物件，以往都是以手動圈選的方式既耗時而費工。在本章，將介紹一個能夠自動選取目標輪廓曲線的方法，取代人工圈選，幫助我們達到自動化之目的。

### 3.1 影像分割

醫療影像三維重建的過程中，首要的步驟是先執行『影像分割』(image segmentation)，將所需要的部份從圖片中切割出來，之後方能對切割出來的部份進行重建的工作，故『影像分割』乃是本專題中的重要步驟。

所謂影像分割就是將原影像中所需要的部份”從原影像中取出像素集合(pixel set)”或是”將這些像素的外圍輪廓線(contour)標示出來”，而主動式輪廓線模型(Active Contour Model)便是屬於後者的其中一種方法。所謂的主動式輪廓線模型便是利用主動曲線來捕捉出影像中物件之輪廓，如(圖 3.1)所示，其中主動曲線便是事先定義出一條能夠受影像外力以及曲線本身之內力所影響的封閉曲線，之後它將受內外兩力牽引而主動改變形狀，如同蛇一般的纏繞住物體的邊緣，故俗稱為蛇(snake)，這是應用在影像處理上常見的方法，用以圈選並分割出影像中所要處理的部份之輪廓。

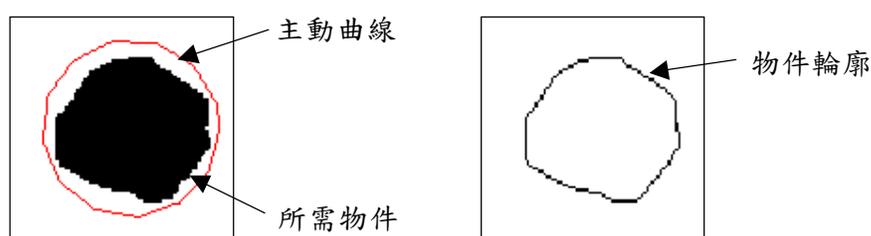


圖 3.1 主動式輪廓線模型

## 3.2 傳統主動輪廓線模型

主動輪廓線模型演算法是一種「可變形之曲線模型」，在一九八八年由 Kass, Witkin and Terzopoulos 等人首先提出的，統稱為「傳統主動輪廓線模型」以別於其他改良之後的主動輪廓線模型。演算法的設計，是以「能量最小化」問題作為求取主動曲線的主軸，而主動輪廓線模型的能量受到了三種能量影響，分別為「內部能量」、「影像能量」以及「束縛能量」。

將主動曲線以純量參數方式表示成：

$$\vec{C}(s) = (x(s), y(s))$$

則主動曲線之能量  $E_{snake}$  以泛函(functional)的方式表示如下：

$$E_{snake} = \int_0^l \{E_{int}(\vec{C}(s)) + E_{image}(\vec{C}(s)) + E_{con}(\vec{C}(s))\} ds \quad (3-1)$$

內部能量  $E_{int}$ ：來自於 snake 的內部能量，是一股阻止 snake 往外擴張的力，由彈性能量與彎曲能量組成，分別由  $\alpha$ 、 $\beta$  兩參數所控制。(3.4 後述)

影像能量  $E_{image}$ ：來源影像本身所提供之影像灰階梯度力，意即只要影像上有任何輪廓曲線出現，就會影響到影像能量。

束縛能量  $E_{con}$ ：我們將外部的束縛能量設為零，以求「能量最小化」。

其中外部能量包括影像能量及外部束縛能量，其功用在於提供外力使輪廓曲線能夠主動地改變最後符合所給之影像資料。一般以外部能量梯度大小表示輪廓線在影像中所受到的外力，其方向則與梯度向量的方向相反，在傳統主動式輪廓線模型之中，其外部能量相當於影像灰階值梯度的平方，以外部能量梯度所求得之外力稱為影像力，這就是主動輪廓線模型的原始架構。

### 3.2.1 傳統模型之內部能量

內部能量主要由彈性能量與彎曲能量所組成

$$E_{\text{int}} = \frac{1}{2} \left( a(s) \left| \overline{C}(s) \right|^2 + b(s) \left| \overline{C}'(s) \right|^2 \right) \quad (3-2)$$

上述式子中， $\frac{1}{2} a(s) \left| \overline{C}(s) \right|^2$  是彈性能量，與  $\overline{C}(s)$  的一次微分有關；

$\frac{1}{2} b(s) \left| \overline{C}'(s) \right|^2$  是彎曲能量，與  $\overline{C}(s)$  的二次微分有關。

### 3.2.2 傳統模型之外部能量

外部能量由影像能量與束縛能量所構成，令  $E_{\text{ext}} = E_{\text{image}} + E_{\text{con}}$ ，而此外部能量可由灰階影像之灰階值  $I(x, y)$  求得

$$E_{\text{ext}}^{(1)}(x, y) = -|\nabla I(x, y)|^2 \quad (3-3)$$

$$E_{\text{ext}}^{(2)}(x, y) = -|\nabla(G_s(x, y) * I(x, y))|^2 \quad (3-4)$$

$G_s$  代表二維的標準差  $s$  之高斯函數(Gaussian Function)， $*$  及  $\nabla$  分別代表摺積(convolution)及梯度(gradient)運算子。

### 3.2.3 傳統模型之解

而可變輪廓之最小能量  $E$  將滿足 (3-1) 做變分運算後得到尤拉方程式

$$a\overline{C}(s) - b\overline{C}''(s) - \nabla E_{\text{ext}} = 0 \quad (3-5)$$

$V_c$  表輪廓線之參數式， $\nabla$  為梯度(gradient)運算子。

亦可視為內部力量與外部力量的平衡方程式

$$F_{int} + F_{ext}^{(p)} = 0 \quad (3-6)$$

其中  $F_{int} = a\bar{C}'(s) - b\bar{C}''(s)$ ,  $F_{ext}^{(p)} = -\nabla E_{ext}$ 。內部力量阻止模型伸展與彎曲，而外部能量牽引使模型朝向所求影像的邊緣移動。

為求 (3-5) 之解，我們視主動式輪廓曲線  $\bar{C}(s,t)$  是  $s$  與時間  $t$  之函數，而  $\ddot{C}_t$  是  $\bar{C}(s,t)$  對  $t$  之偏導數，令它等於 (3-5) 如下：

$$\ddot{C}_t(s,t) = a\bar{C}'(s) - b\bar{C}''(s) - \nabla E_{ext} \quad (3-7)$$

當  $\ddot{C}_t(s,t)$  趨於穩定，也就是  $\ddot{C}_t(s,t)$  變成零，我們便求得 (3-5) 之解即是我們所求之影像邊界。

### 3.2.4 傳統模型之缺點

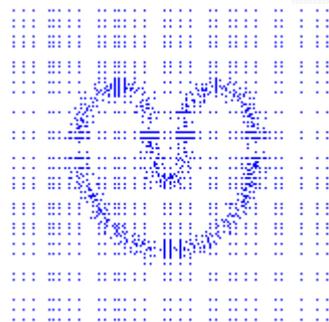


圖 3.2

U 形輪廓之影像力



圖 3.3

傳統式輪廓模型之擷取結果

而由上面兩張圖 (圖 3.2、圖 3.3) 的結果得知，傳統式主動線輪廓模型的結果其實並不好，在下凹的地方，沒有辦法迭代進去。於是我們必須另尋其他比較好的方法，方向便朝向改良式的主動線輪廓模型著手。

### 3.3 改良式主動輪廓線模型(Gradient Vector Flow,GVF)

傳統主動式輪廓線模型的缺點有二，一是無法精密的圈選外型輪廓有下凹或曲面幅度較大的外形，二是起始曲線必須非常靠近物體外形輪廓方能受到力場作用。這兩項缺點，已由 Chenyang Xu 在一九九九年針對這項缺點提出了梯度向量流(Gradient Vector Flow, GVF)模型，以影像梯度向量流(Image Gradient Vector Flow)取代了傳統主動式輪廓線模型的影像外力，成功解決了無法完全貼近其輪廓邊緣的問題。

GVF 模型以梯度向量流  $v(x)$  取代傳統模型的影像外力  $E_{ext}$ ：

$$\bar{C}(s,t) = a\bar{C}^i(s) - b\bar{C}^m(s) + v(x) \quad (3-8)$$

計算  $E_{ext} = v(x)$  前要先計算出邊緣地圖  $f(x)$ ，其計算方式可由 (3-3)、

(3-4) 求得梯度向量流場定義成向量流  $v$  的能量以泛函表示：

$$e = \iint m |\nabla^2 v - |\nabla f|^2 \frac{v}{v_f} - \nabla f|^2 dx dy \quad (3-9)$$

再經由變分運算得影像外力場的微分方程式：

$$m \nabla^2 v - (v - \nabla f) |\nabla f|^2 = 0 \quad (3-10)$$

引進時間變數解得篇微分方程的穩定解

$$\frac{\partial v}{\partial t} = m \nabla^2 v - (v - \nabla f) |\nabla f|^2 \quad (3-11)$$

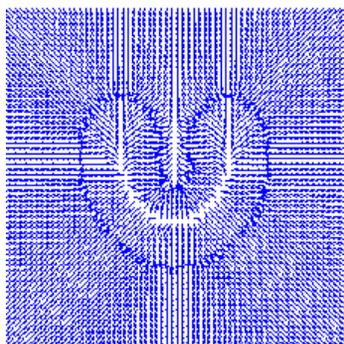


圖 3.4  
GVF 之 U 形輪廓之影像力

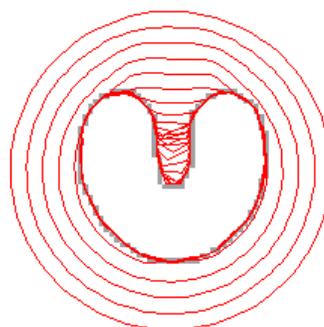


圖 3.5  
GVF 模型之擷取結果

由(圖 3.4)可見影像外力的大小在 U 形物件輪廓的邊緣有明顯的不同，我們可以發現不只有在靠近物件邊緣的地方有較大的外力場，幾乎整個影像範圍都布滿了相當的力場，因此這就是起始曲線不必須接近影像中之物件輪廓就會得到所預期的外型輪廓，且在內凹處也能有良好的抓取結果。(如圖 3.5 所示)

但 GVF 在部分情況下，對於曲率太大的部分，仍有無法順利貼近邊緣之情形。(如圖 3.6)

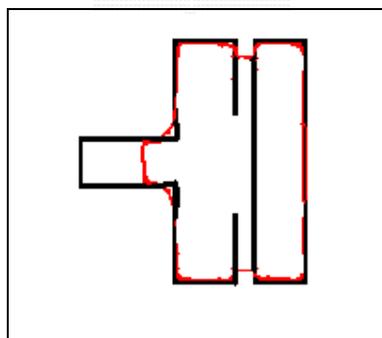


圖 3.6 GVF 的無法順利貼近凸出的部份

### 3.4 蒲松梯度向量流 (Poisson Gradient Vector Flow, GVF)

雖然 GVF 大幅改良了無法精密的圈選凹型輪廓或曲面幅度較大的缺點，但在向量流場方面仍嫌不足，二零零三年中興大學應數系陳信亨的碩士論文中提出名為「蒲松梯度向量流」(Poisson Gradient Vector Flow 簡稱 PGVF) 的新模型，藉由求「蒲松方程式」(Poisson Equation) 之解作為新的影像力求法，其蒲松方程式如下：

$$\nabla^2 f(x, y) = f_{edge}(x, y) \quad (3-12)$$

其中  $\nabla^2$  是指拉普拉斯運算子(Laplacian operator)， $f_{edge}$  是利用精簡邊緣偵測法(Canny edge detector)求得邊緣之二值影像地圖(edge map)。將外部能量  $E_{ext}$  以  $f(x, y)$  函數表示，取  $-\nabla f(x, y)$  得到外部力量場。

PGVF 不但改善了傳統主動式輪廓線模型無法精密的圈選外型輪廓有下凹或曲面幅度較大的外形以及起始曲線必須非常靠近物體外形輪廓方能受到力場作用這兩個缺點，而且也改善了 GVF 的收斂性問題。而兩者最大的差異在於 GVF 主動式輪廓線模型求影像外力所採取的方式為「時間迭代法」，而 PGVF 方法在求影像外力時並沒有引入時間變數  $t$ ，而是利用數值差分法求解邊界值問題所遭遇收斂性的問題，不需要經過時間項迭代，使得速度也快上許多。

### 3.4.1 Canny Edge Detection

canny edge 偵測的方法為，我們假定  $f$  是一影像之函數， $G$  為二次高斯函數，對於影像  $f$  上的點  $(x, y)$

$$G(x, y) = e^{-\frac{x^2+y^2}{2s^2}} \quad (3-12)$$

邊緣  $edge(x, y)$  的法線向量  $n$  可由 (2-13) 算出

$$n = \frac{\nabla(G * f)}{|\nabla(G * f)|} \quad (3-13)$$

使  $G_n$  是  $G$  在方向  $n$  上的一次導函數，則邊緣位置便位於  $f$  摺積

(convolve)  $G_n$  在方向  $n$  上之區域最大值，i.e.

$$\frac{\partial}{\partial n} G_n * f = 0 \Rightarrow \frac{\partial^2}{\partial n^2} G_n * f = 0 \quad (3-14)$$

之後使用非最大值抑制演算法 (Non-maximum suppression Algorithm) 尋找可能邊緣的位置，先對於八方連接點量化邊緣值，對於每個有非零邊緣量值的像素  $M(x, y)$ ，調查它由邊緣方向決定之兩個鄰近的點，如果兩點的量值皆不大於  $M(x, y)$ ，則將  $(x, y)$  記為候選。

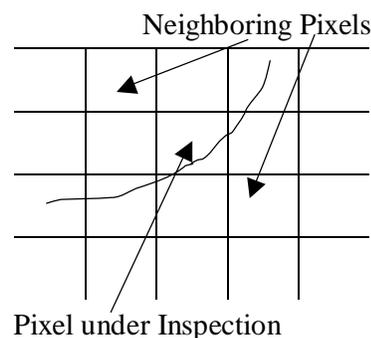


圖 3.7 尋找可能邊緣

由  $|\nabla(G * f)|$  計算出  $edge(x, y)$  的強度，

最後由設定的門檻值剔除掉不必要的候選邊緣，即可求得邊緣地圖 (edge map)。

### 3.4.2 PGVF 與 GVF 之比較

我們比較 PGVF 與 GVF 兩者在擁有凸型處以及缺口之形狀，輪廓擷取結果如下；(以圖 3.7 為例)

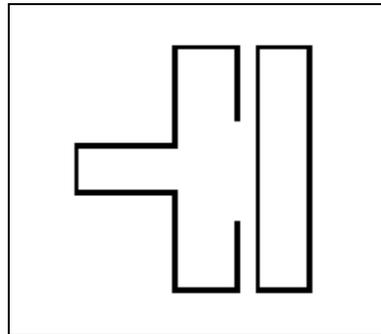
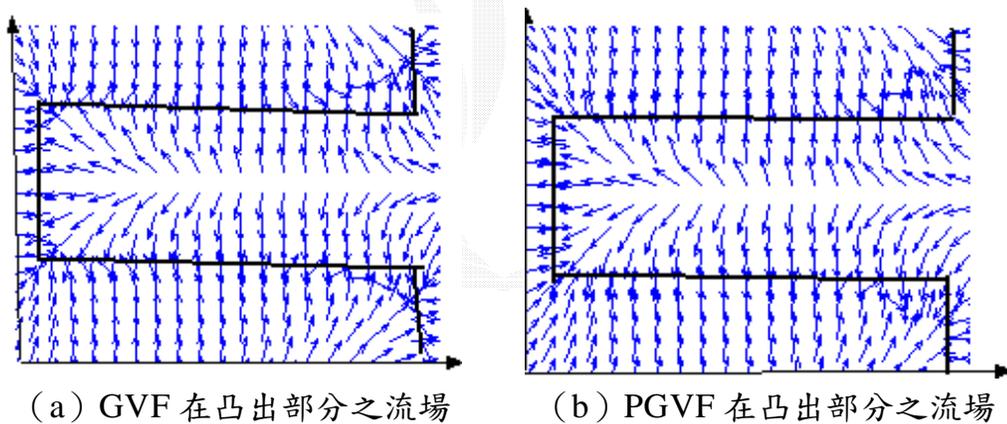


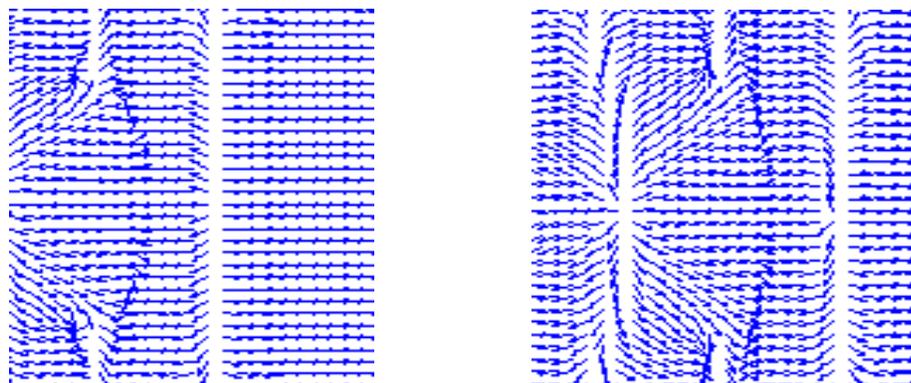
圖 3.8 凸型缺口原圖



(a) GVF 在凸出部分之流場

(b) PGVF 在凸出部分之流場

圖 3.9 凸型向量流場之比較 (a) GVF、(b) PGVF

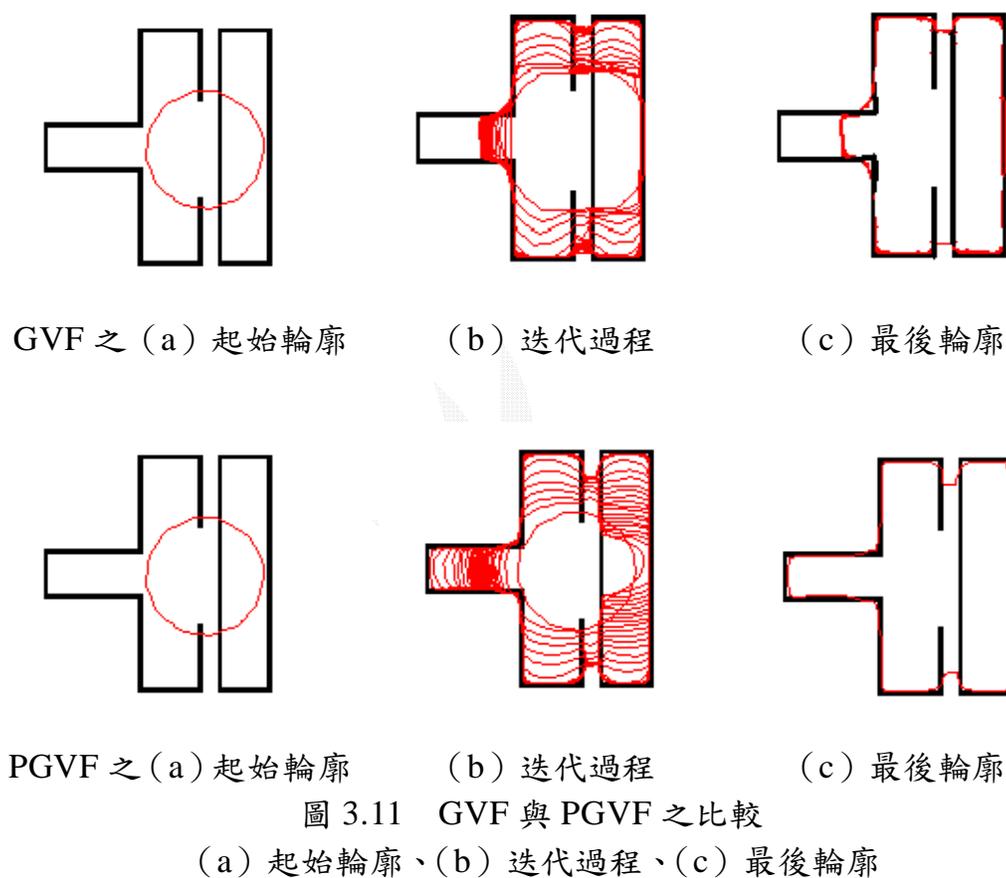


(a) GVF 在缺口部分之流場

(b) PGVF 在缺口部分之流場

圖 3.10 缺口向量流場之比較 (a) GVF、(b) PGVF

由上述兩張圖（圖 3.4，圖 3.5），我們可以比較出 GVF 與 PGVF 計算力場圖結果的差異，兩者在凸出部分流場箭頭集結之處雖大致相同，但整體流場在彎角部分卻有顯著不同，而在缺口部份，流場圖的差異更是明顯。抓取結果如下：



由結果可看出，PGVF 在凸起的部份能夠順利的貼近圖形邊緣，且在缺口的部份，PGVF 的輪廓也較 GVF 來的好，而時間上，PGVF 所耗的時間  $e = 2.4240$  秒也比 GVF 的  $e = 8.3120$  秒少的許多。

因此在之後的實驗我們採用較佳的「蒲松梯度向量流之主動式輪廓線模型」(PGVF) 作為圈選影像物件輪廓的方法。

### 3.5 內部能量參數之影響

影像之內部能量主要由彈性能量與彎曲能量所構成，分別掌控阻止主動輪廓線模型的延展與彎曲，分別由  $\alpha$ 、 $\beta$  兩參數所控制，彈性能量越大，則輪廓線越不易向外延伸；彎曲能量越大，則輪廓線越不容易彎曲。

#### 3.5.1 彈性能量 $\alpha$ 值之影響

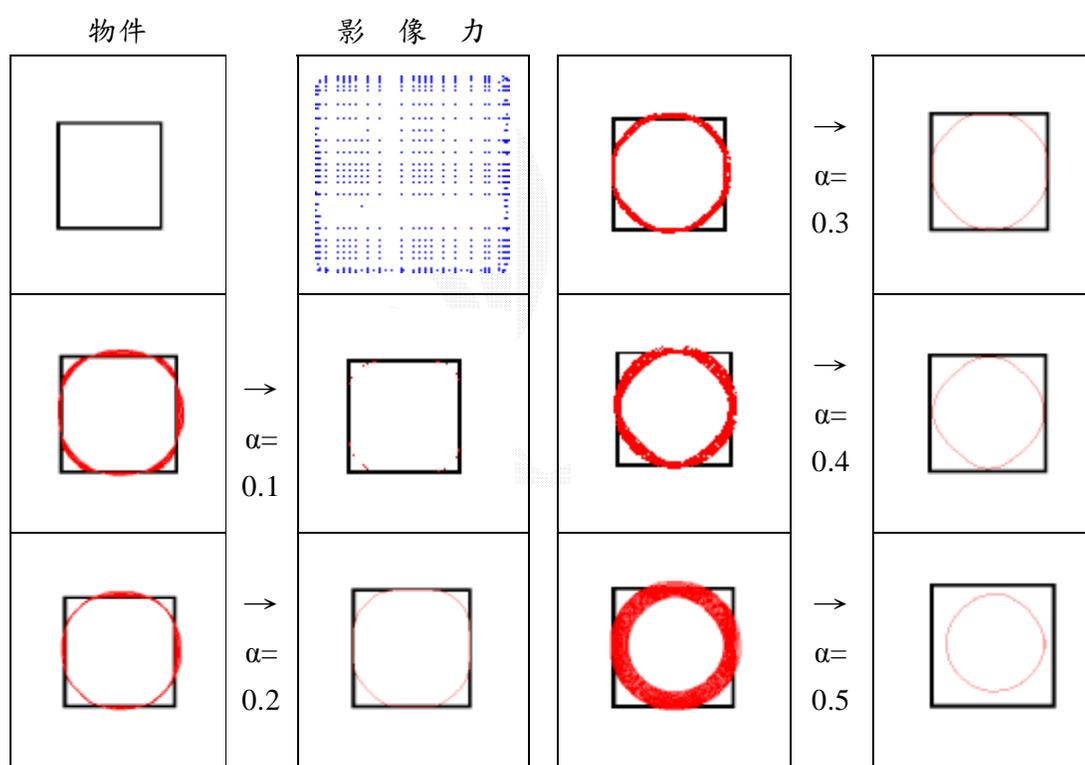


圖 3.12 調整彈性能量參數之差異  
調整加權參數  $\alpha$   $\beta=0$

由(圖 3.6)可看出，當彎曲能量為零，僅調整彈性能量時，當  $\alpha$  值越大，曲線之彈性能量越大，阻止 snake 向外擴張的力也越大，也就是曲線越不易被拉長，甚至會往內收斂。當  $\alpha$  調至 0.5 時，曲線模型幾乎無法向外擴張，往矩形的內部收斂成一小個圓圈。

### 3.5.2 彎曲能量 $\beta$ 值之影響

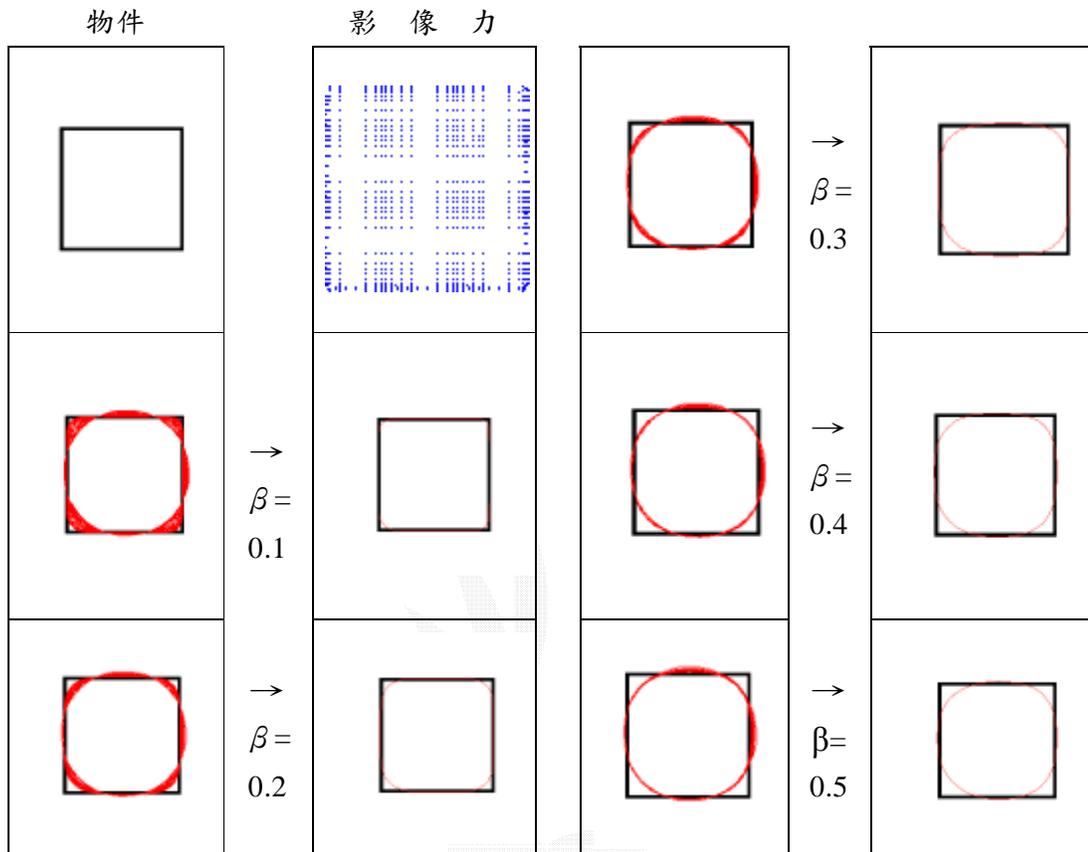


圖 3.13 調整彎曲能量參數之差異  
調整加權參數  $\beta$   $\alpha=0$

由 (圖 3.7) 可看出，當彈性能量為零，僅調整彎曲能量時，當  $\beta$  值越大，曲線之彈性能量越大，而使得 snake 的邊緣越不易彎曲，使邊緣弧度越大，當  $\beta$  調至 0.5 時，曲線幾乎無法彎曲去貼近矩形的四個角落，而形成一個圓角矩形。

## 第四章 三維重建

電腦斷層掃描因為是每 1.0mm~10mm 間隔攝影一張，如果將這一連串序列化的影像照片，用上章節的主動式輪廓線模型抓取所需要的部位，便可以外圍輪廓線的方法重建原物件之三維輪廓，本專題採用 Matlab 為工具，Matlab 是一種用於科學計算的高效能程式語言，在影像處理及三維模組上有完整的函式庫，幫助我們做三維重建之動作。

### 4.1 三維物件的成像與顯示

三維物件的重建是利用二維影像所堆疊而成的，其方法大致分為兩類，第一類是曲面重建(Surface Reconstruct)，主要是產生許多多邊形平面(polygon)來表示器官的表面的幾何資訊，將物件的表面依其輪廓特徵切割成許多三角型或四邊形乃至多邊形組成的連續面，因此只需要記錄其多邊形頂點資訊，所以產生的資料量較小，相對系統反應速度也較快。第二類為體積重建(Volume Reconstruct)，它是一種直接的三維重建方式，主要的方法是先設定好系統中的透明度、亮度、密度等資訊，再將體素(voxel)（指在三維物件當中的一個最小立體方塊）投影並做光跡追蹤產生投影影像。但因為此方法是以體積資料顯示，如果系統中體積資料龐大，則運算量相對增加，導致反應速度下降，故無法達到顯示及反應速度上可隨時與使用者保持互動的系統要求。

### 4.2 曲面重建(Surface Reconstruct)

此類技術所產生出來的物件表示方法，是將原物體依其輪廓上的凹凸或特徵，切割成由三角形、四邊形或多邊形所組成的連續面，此方法最主要的困難點在於輪廓的取得，因為輪廓取得的成功與否，將直接的影響到重建結果的準確度，且由於物件的重建僅止於表面的特徵，缺乏物體內的詳細資料，故在操作過程中只能看到物體表面的空殼，而無法進入物體內部做觀測。而曲面重建方式必須將各個器官的羅擴分別單獨擷取出來才能建立物件，也是表面重建方式的另一種缺陷。

### 4.2.1 Matlab – Surface 重建方法

Matlab 中提供多種三維繪圖的方法，其中以 Surface 最為基本，它是將輪廓上之點分別以 X、Y、Z 三軸座標輸入函式後，將各點連接成面而形成，而在以二維輪廓堆疊出三維物件時，又有兩種方法，一種為直接將所有輪廓已漸進曲面鏈結在一起，另一種是採用加高單層之厚度（Z 軸高度）後再堆疊起來（如圖 4.1），雖然以前者的做法較為平滑，但相對問題在於，它是以各層相對應之點對點的方式連結的（第一層第一點對第二層第一點... 依此類推），故有可能造成扭曲（如圖 4.2），我們可以稍微旋轉陣列來稍稍避免此效果。

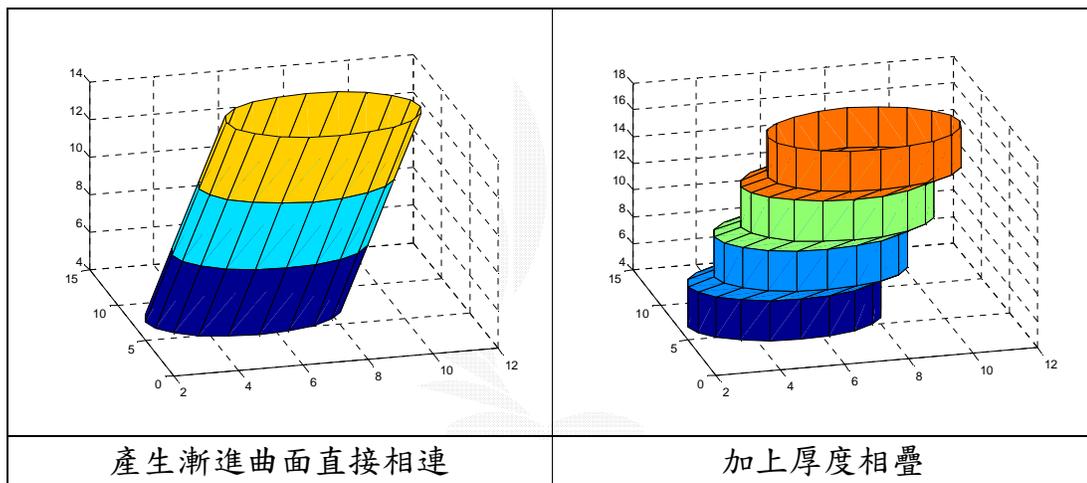


圖 4.1 漸進曲線與增高相疊兩種 surface 的差異比較圖

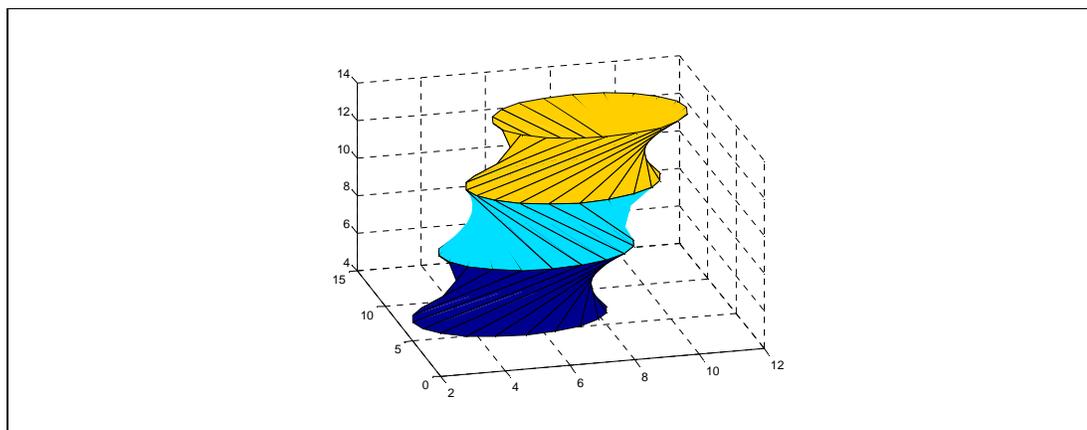
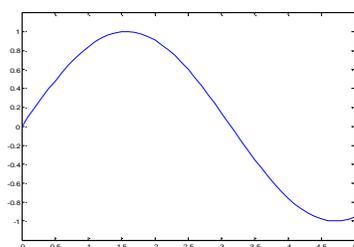


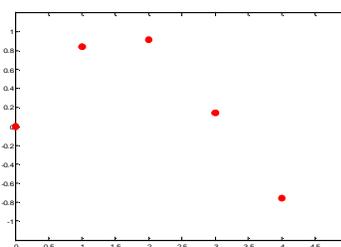
圖 4.2 因點對點而造成的 surface 扭曲圖

## 4.2.2 內插(interpolation)

Surface 函式所提供的是屬於網格(mesh)形式的重建，由連續四邊形所構成表面，故每層需要有相同的點數，但由 PGVF 擷取出來的各層輪廓點數卻不盡相同，此時便需要用到資料內插法(data interpolation)來解決此問題，Matlab 中所提供的內插函式也分別提供了四種內插方法；



$$y = \sin(x) \mid 0 \leq x \leq 5$$



$$y = \sin(x) \mid x = 0,1,2,3,4,5$$

圖 4.3 sin 曲線及原始點圖形

### 最鄰近點內插法

(Nearest neighbor interpolation) :

最簡單的內插方法，每個內插點都賦予其最鄰近原始數據點的數

$$\text{值。} N(x_k) = N(x) \quad \frac{x_{k-1} + x_k < x \leq x_k + x_{k+1}}{2}$$

速度最快，但準確度也最差。(右圖)

### 線性內插法

(Linear interpolation) :

線性內插法是簡單的內插方法，找出兩端點之間的直線函數

$$f(x) = f_0 + \left[ \frac{x - x_0}{x_1 - x_0} \right] (f_1 - f_0)$$

，並由其中找出最適當點。但是其適用範圍很小；如果原始數據的函數有極大的變化，假設其數據點之間為線性變化並不合理。(右圖)

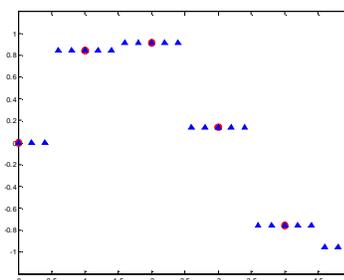


圖 4.4 最鄰近內插法

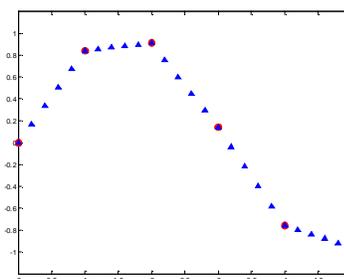


圖 4.5 線性內插法

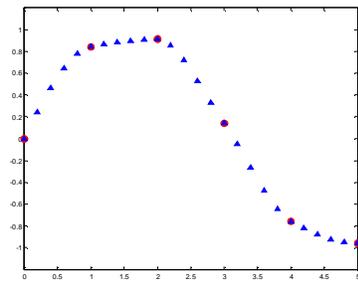


圖 4.6 立方內插法

### 立方內插法

(Cubic interpolation) :

使用片斷三次方 Hermite 內插多項式(Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial)  $P(x)$  求出適當的點，並具備下列特徵：

1. 對於每個子區間上的點  $x_k \leq x \leq x_{k+1}$ ，由三次 Hermite 內插所求出的  $P(x)$  值是兩端點之間之斜率。
2.  $P(x_j) = y_j$  且  $P(x)$  之一次微分  $P'(x)$  是連續的，而二次微分  $P''(x)$  可能不連續，可能會跳至  $x_j$
3. 如數據位處於單調曲線區間則  $P(x)$  也位處於單調曲線區間，數據位於局部極值的點， $P(x)$  也是。

### 立方樣條函數內插法

(Cubic spline interpolation) :

以立方樣條函數算出適當的點。spline 是利用數學方程式來表現一條通過一組已知點的平滑曲線，並依據這一條曲線來推估範圍內每一個定點上的數值，在運算過程中採最小曲率的概念來進行。此方法所內插出的點最為平滑，也最為接近原圖（右圖）

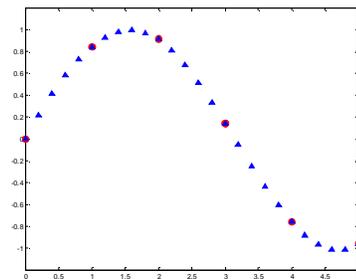
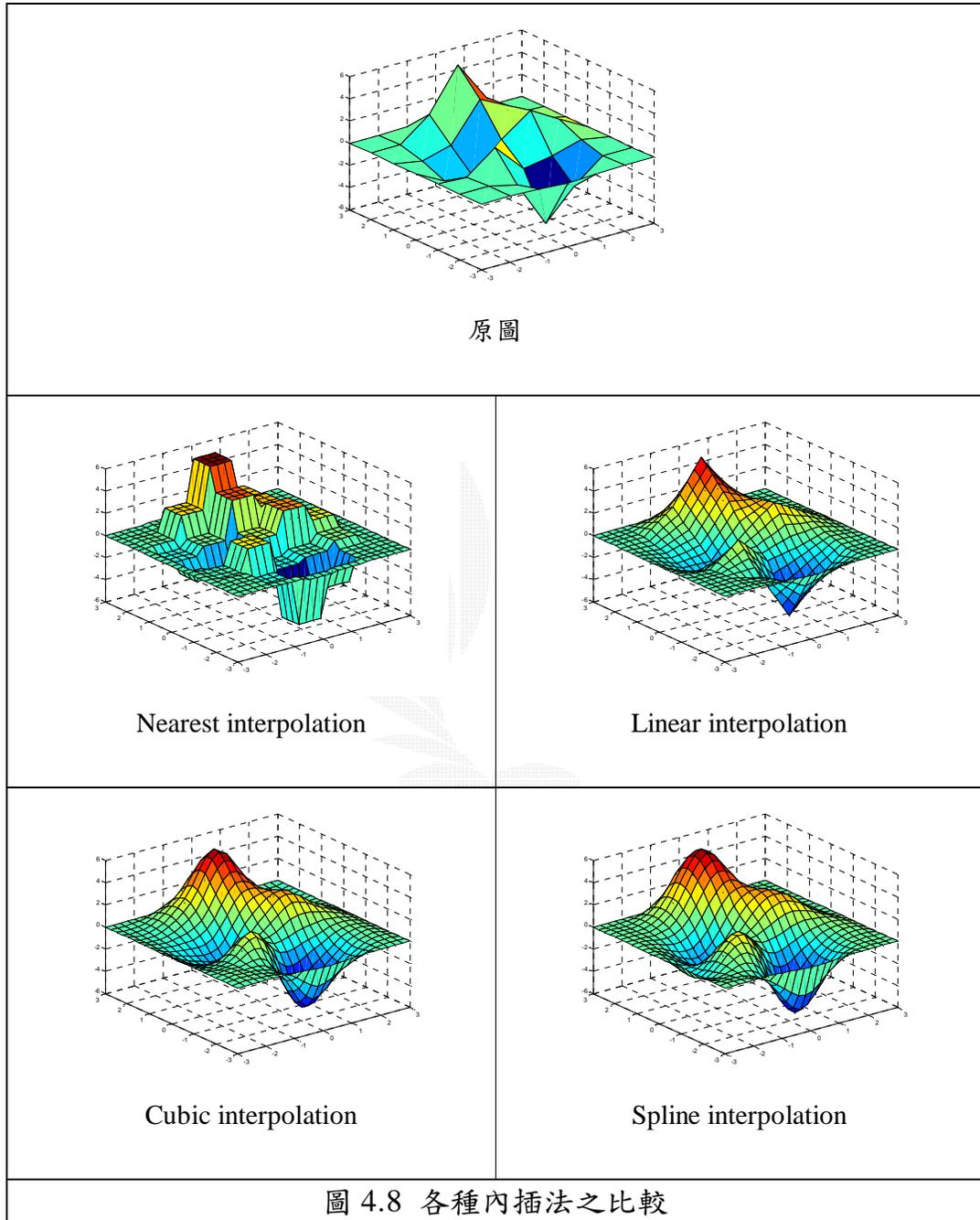


圖 4.7 立方條樣內插法



### 4.3 體積重建(Volume Reconstruct)

此技術之做法是依照平面切片序列輪廓上之所有點，按順序疊起，以形成體積資料，必要時可於輪廓點間進行內插(interpolation)，以補齊切面間之不足的空間點。經由 Delaunay 三角化後計算出各四面體的頂點後重建物件，但因輪廓點數較多，三角化所耗時間，記憶體相對也大上許多，使得一般個人電腦因記憶體較少，而在處理時間上無法達到滿意的速度。

Matlab 中同樣也提供了體積重建的函式。

#### 4.3.1 Matlab – tetramesh 重建方法

tetramesh，是以四面體(Tetrahedron)為基準加以繪製三維物件的方法，需先將空間上所有點的集合做三維的 Delaunay 三角化(Delaunay Triangulation)演算法運算，取得所有四面體組合的頂點之集合，之後使用 tetramesh 函式繪出結果 (圖 4.3)。

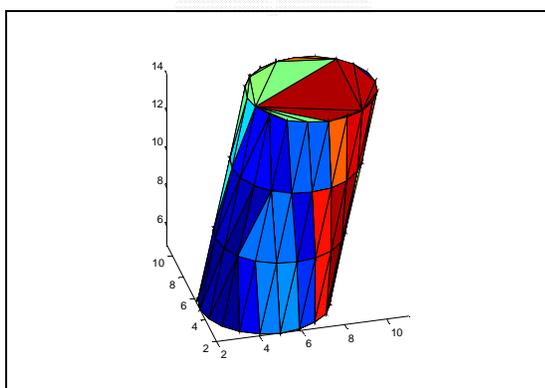


圖 4.9 tetramesh 重建

### 4.3.2 Matlab – isosurface 重建方法

等值面是用於將三度空間資料中具有相同數值的點連接成面；立體醫療影像中經常運用此一技術來描繪不同的組織，Matlab 中同樣也提供等值面繪製的方法，利用內插法與 Delaunay 三角化(Delaunay Triangulation)將空間中擁有等值的點繪製出來，如果我們能將所取出來的輪廓之各點，在空間中給定相同的值，便可以用 isosurface 方法重建出物件，但因為點數過多，內插運算時計算量過大，使個人電腦無法負擔。

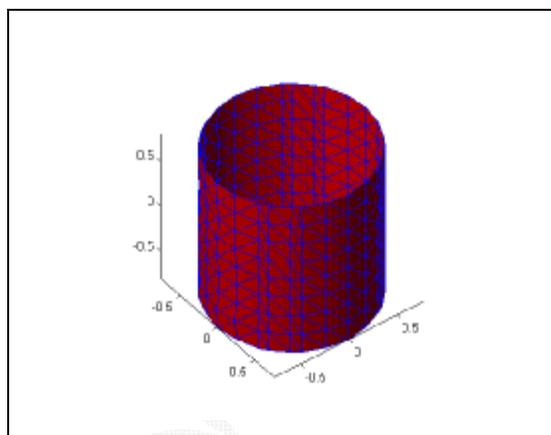


圖 4.10 等值面重建

### 4.3.3 Delaunay 三角化

Delaunay Triangulation 為 Voronoi diagram 的正交二元圖（圖 4.11）定義如下；

#### I Voronoi Diagram

於十九世紀時，由數學家 Dirichlet 先生在 1850 年所率先提出的一套演算法，利用一個給定範圍的空間劃分為凸多邊型之集合的方式來求解，若平面上  $T$  上有兩點  $P_i$  及  $P_j$ ，假設線段  $\overline{P_i P_j}$  的中垂線  $L$  把此平面  $T$  分割為兩塊區域  $R_i$  及  $R_j$ ，若  $R_i$  內只包含最鄰近  $P_i$  的點，且  $R_j$  內也只包含最鄰近  $P_j$  的點的話，就稱此圖形為 Voronoi Diagram。

## I Delaunay Triangulation

由 Voronoi Diagram 的概念可衍生出 Delaunay Triangulation 的定義：若將所有通過 Voronoi Diagram 的中垂線段連接起來，所形成的三角化圖形即是 Delaunay Triangulation，具有以下特色：

### In-Circle :

由任一 Delaunay Triangulation 的外心所畫成的圓，其內除此三角形（四面體）的頂點外，不會再包含其他任何點（共圓除外）。

### Max. - Min. angle :

由給定四點所組成的四邊形，若從中切開時，Delaunay Triangulation 可放大四邊形中較小的內角。

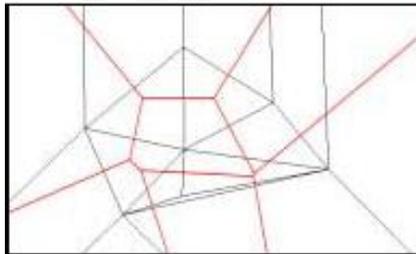


圖 4.11

Voronoi Diagram (紅線) 及  
Delaunay Triangulation (黑線)

## 4.4 成像處理(rendering)

物體在重建後，尚需要進行著色(shading)與打光(lightning)等成像(rendering)處理，以達到物件表面平滑，且近似於原物體之質感，屬於三維重建的後置處理部份，matlab 支援三種成像者(renderer)分別為：

painters：在簡單或小範圍圖形下，最快的方法。但不支援打光。

Z-buffer：使用 Z-buffer 演算法，只繪製出最前面的物件，在壹班情形下比 painters 快且精準，且支援打光，但耗費大量記憶體。

OpenGL：在部分情況下，允許大多數的系統使用顯示卡來增加速度，一般而言比 painters 或 Z-buffer 快，支援打光以及透明色。

### 4.4.1 著色(shading)

matlab 中 shading 包含三種模式 (圖 4.12)：

Shading flat：這是最基本的方法，將每個網格線所分割的面塗上不同的顏色。

Shading faceted：是在 flat 方法上在疊加上黑色的網格線。

Shading interp：此方法使用內插(interpolation)顏色映射(color map)的索引值的方法讓每個分割面之上的色彩產生漸層並多樣化。

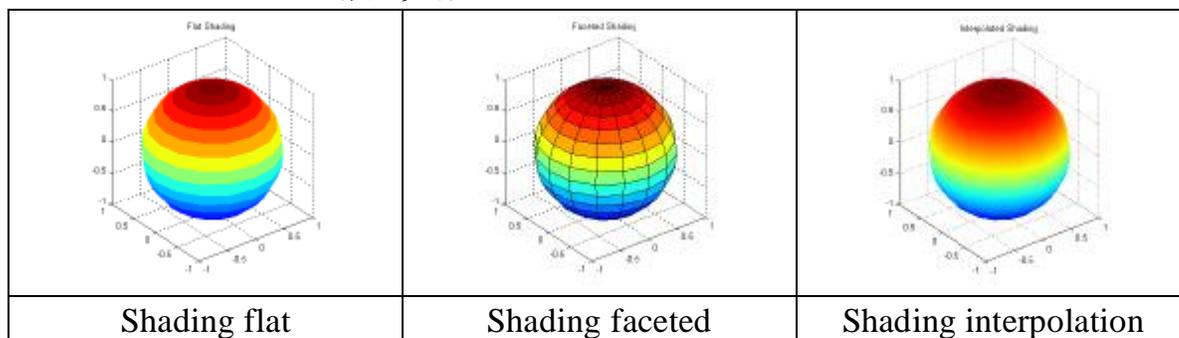


圖 4.12 Shading 比較圖

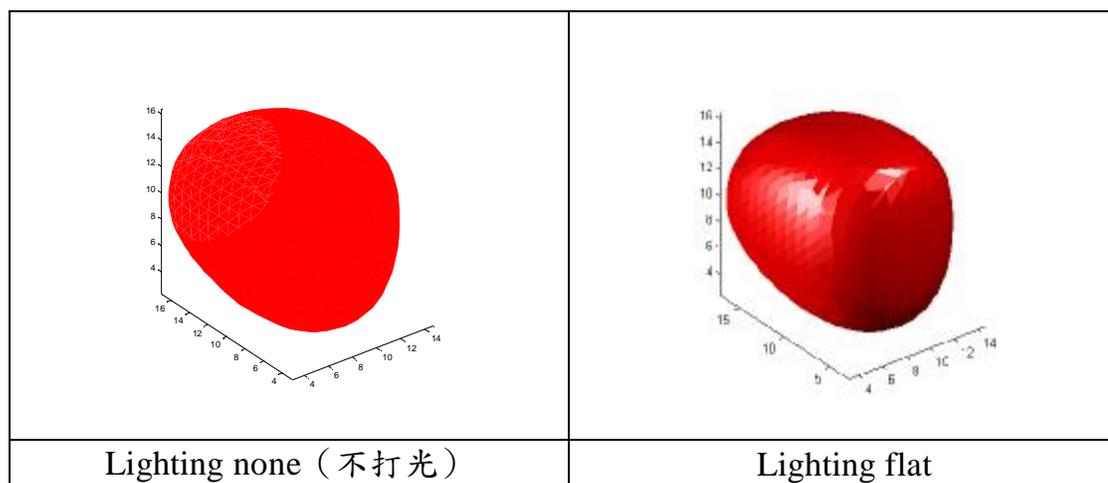
## 4.4.2 打光(lightning)

matlab 中 lighting 也有三種模式 (圖 4.13)：

**Lighting flat**：這是最基本的繪圖模式，取物體每個面的法向量與光源向量的夾角，計算反射光強度，並以此強度做為此面中所有像點的強度。因此，在 Flat 模式下，物體上的某一面僅會有單色的光影 (色調)，所需計算時間最短，但相對表現出來的效果也較差。

**Lighting Gouraud**：使用強度內插法，先求出此平面上各頂點的法向量，之後根據頂點法向量與光源向量，即可求出此頂點所反映出之光源強度。而物體表面所有點的光源強度皆由鄰近頂點之光源強度內插計算而得。也因此要比 Flat 耗費更多時間，但效果也比 Flat 要好很多。

**Lighting Phong**：此方法是比 Gouraud 更費時但也更精密的模式，它不是頂點的光源強度，而是用內插去計算面上所有點的表面法向量，再由各點的表面法向量來計算各點的光源強度，故此模式非常的慢，但也極為逼真，目前 OpenGL 並不支援此模式。



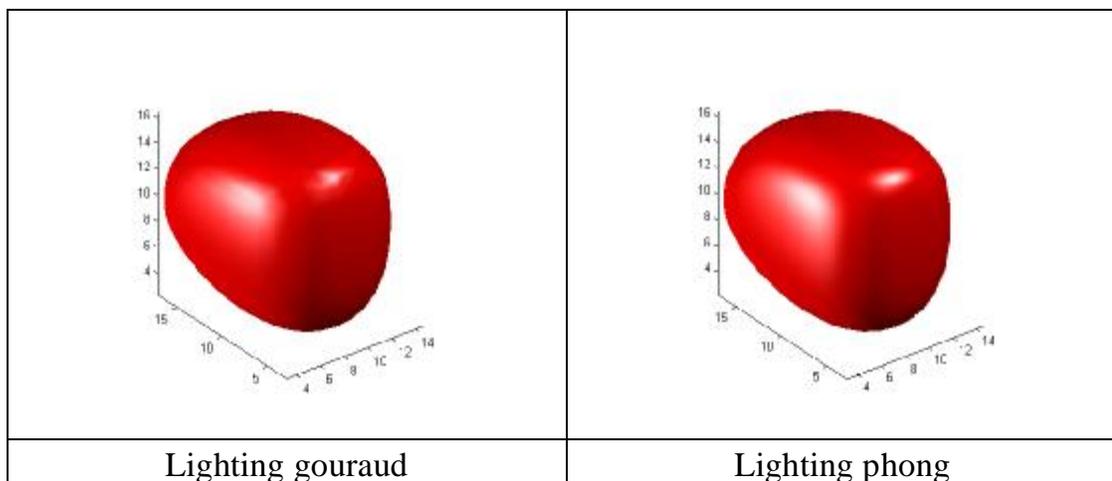


圖 4.13 Lighting 比較圖



## 4.5 重建實驗

以肺部 CT 影像圖做實驗，其中第一張之輪廓由手動圈選一近似輪廓後由 PGVF 自動圈選，第二張以後，原始輪廓皆沿用上張所抓取之結果，重建結果如下：

	
圖 4.14 肺部 CT 原圖 (第一張)	圖 4.15 手動圈選近似輪廓
	
圖 4.16 由 PGVF 抓取之氣管輪廓	圖 4.17 第二張以第一張之結果為起始圓



圖 4.18 第二張之抓取結果

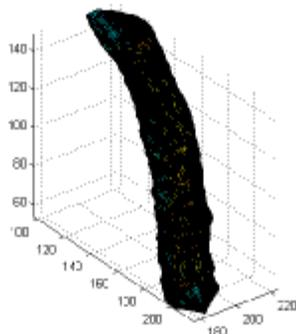


圖 4.19 上部份氣管重建之結果

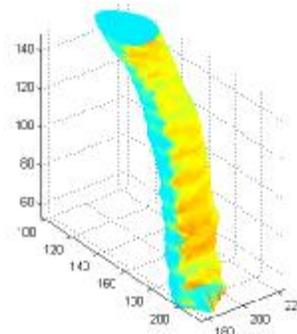


圖 4.20 shading interp

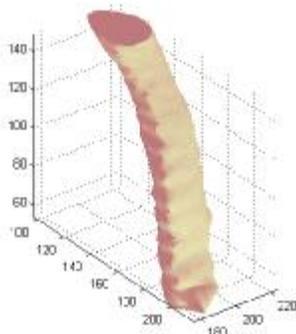


圖 4.21 將 colormap 改成 pink

## 第五章 系統介紹

本系統根據前面章節所描述的理论，實作出一個結合影像處理以及三維物件重建功能的軟體。主要用於醫療方面，希望能夠加強並且改善醫生在手動點選輪廓時所必須花費的人力與時間，而即時性的影像處理功能在按下功能鍵之後，馬上可以從主視窗看出員影像產生的變化，並能夠點選特定部位單獨重建出該部位之三維物件以供觀察。以下，本章將特別介紹本系統之介面設計、功能說明、操作方式以及系統特色。

### 5.1 介面設計

在介面當中可分為五大主要區塊：

分別為：「檔案列表」、「結果視窗」、「主視窗」、「功能選項」、「參數設定選單」。(如圖 5.1)

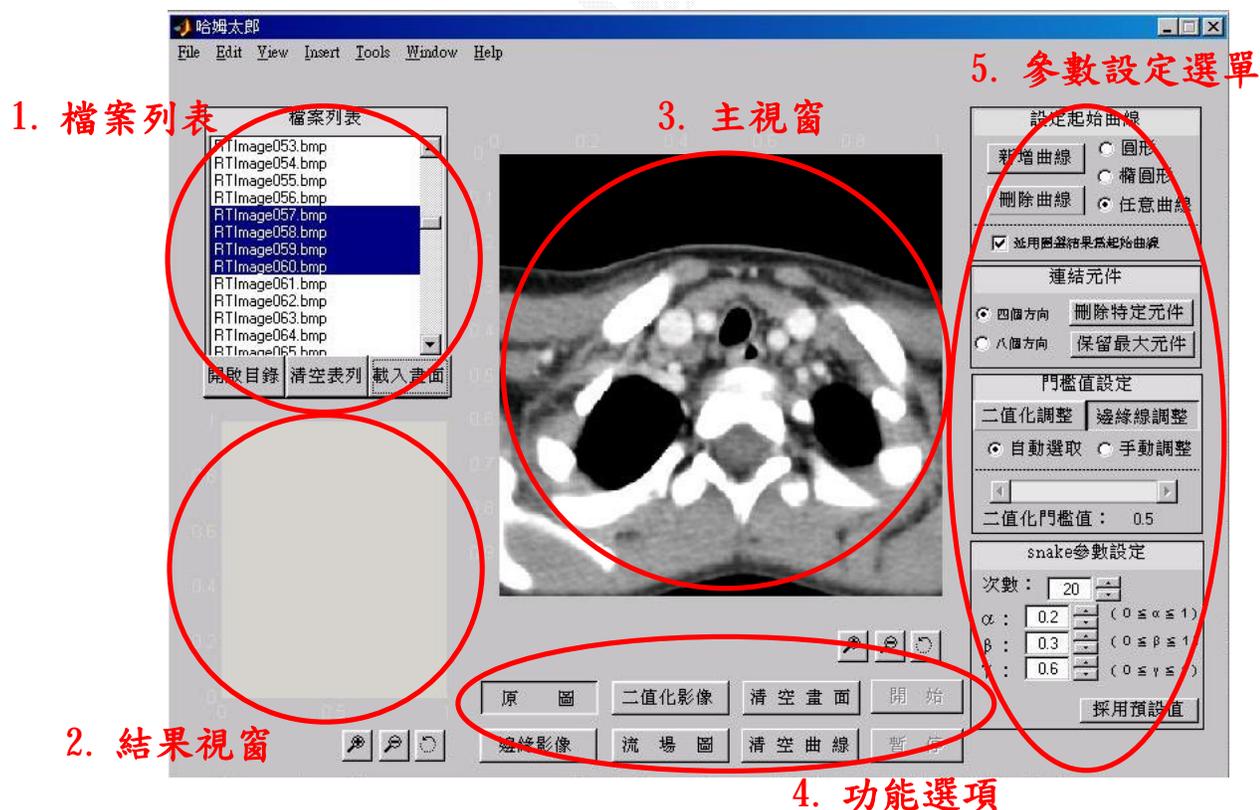


圖 5.1 介面設計圖

## 5.2 介面功能說明

以下將以清單的方式簡單地說明介面上各種功能與用法。

[ 檔案列表 ]                    列出目前目錄中的所有檔案，

開啟目錄： 叫出檔案管理視窗，將檔案群放入列表。

清空表列： 將目前顯示的所有檔案列表清空。

載入畫面： 將欲重建的影像，載入到主畫面。

[ 結果展示 ]                    重建後的展示畫面。

放 大： 放大特定區域觀察。

縮 小： 回復原始大小。

翻 轉： 可以轉來轉去從各個角度觀察。

[ 設定起始曲線 ]

新增曲線： 增加起始曲線。

刪除曲線： 刪除不必要之曲線或是刪除錯誤曲線。

曲線起始設定： 提供「圓」、「橢圓」、「自訂曲線」三種選擇。

[ 連結元件 ]

連結方式： 提供「四個方向」、「八個方向」做連結選擇。

刪除特定元件： 可以自己選擇刪除某個 connected-component.

保留最大元件： 只保留最大面積的 connected-component。

[ 門檻值設定 ]

二值化門檻值調整： 提供「手動」與「自動選取」二值化門檻值的操作選擇。

邊緣線門檻值調整： 提供「手動」與「自動選取」邊緣線門檻值的操作選擇。

### [ Snake 參數設定 ]

- 迭代次數： 可輸入特定的迭代次數。
- $\alpha$ ： 可輸入特定的  $\alpha$  參數。
- $\beta$ ： 可輸入特定的  $\beta$  參數。
- $\gamma$ ： 可輸入特定的  $\gamma$  參數。
- 採用預設值： 所有的參數皆使用內定預設值

### [ 主視窗控制 ]

- 原 圖： 顯示原圖視窗之切換鈕。
- 邊緣影像： 顯示邊緣影像視窗之切換鈕。
- 二值化影像： 顯示二值化影像視窗之切換鈕。
- 流場圖影像： 顯示流場圖的切換鈕。
- 清空畫面： 移除所有影像。
- 清空曲線： 保留影像僅移除曲線。
- 開 始： 開始進行輪廓擷取的工作。
- 暫 停： 暫時停止進行中的工作。



### 5.3 操作說明

#### 1. 將檔案群載入檔案清單

- (1) 點選「開啟目錄」
- (2) 選擇「檔案清單」
- (3) 按下「確定」

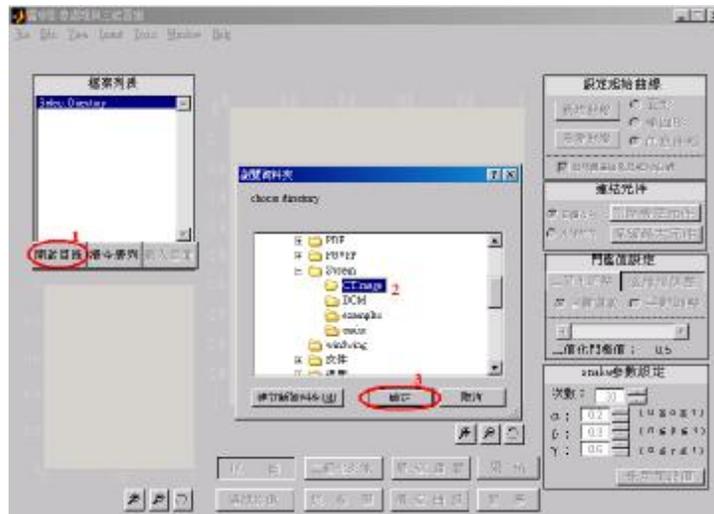


圖 5.2 流程操作(一)

#### 2. 將重建部份載入主畫面

- (1) 選取準備重建的檔案群
- (2) 按下「載入畫面」

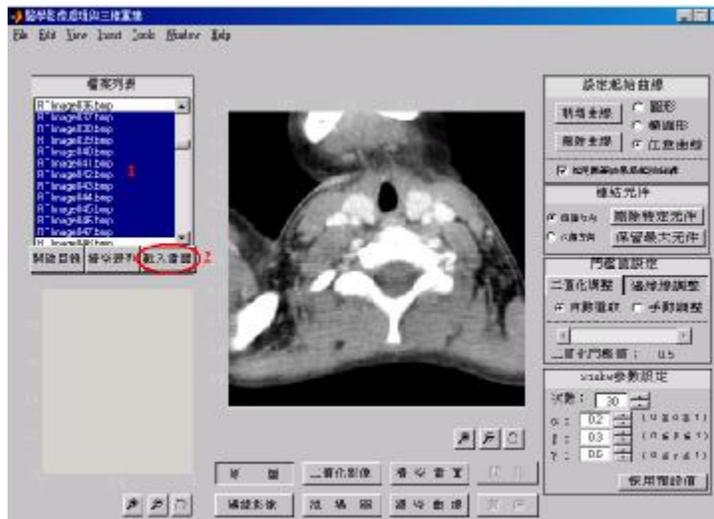


圖 5.3 流程操作(二)

### 3. 設定參數

#### (1) 門檻值的設定

- I. 任意選擇「二值化調整」或「邊緣線調整」來設定「二值門檻值參數」或是「邊緣線門檻值參數」。
- II. 兩者皆有提供「手動」或「自動選取」功能依需求做調整。

#### (2) 設定連結元件

- I. 設定連結的方式：選擇「四種方向」或「八種方向」。
- II. 可以採用「刪除最大元件」或「保留最大元件」功能來選擇所欲保留的主體元件。

#### (3) snake 相關參數設定

- I. 輸入特定的  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  與迭代次數。
- II. 點選「採用預設值」，使用參數的預設值。

#### (4) 可以按下主畫面下方的鈕，「二值化影像」、「邊緣影像」、「流場圖」，來切換主畫面所顯示的影像，一邊觀察並決定是否進行相關參數的調整，直到各種相關影像符合使用者之理想為止。

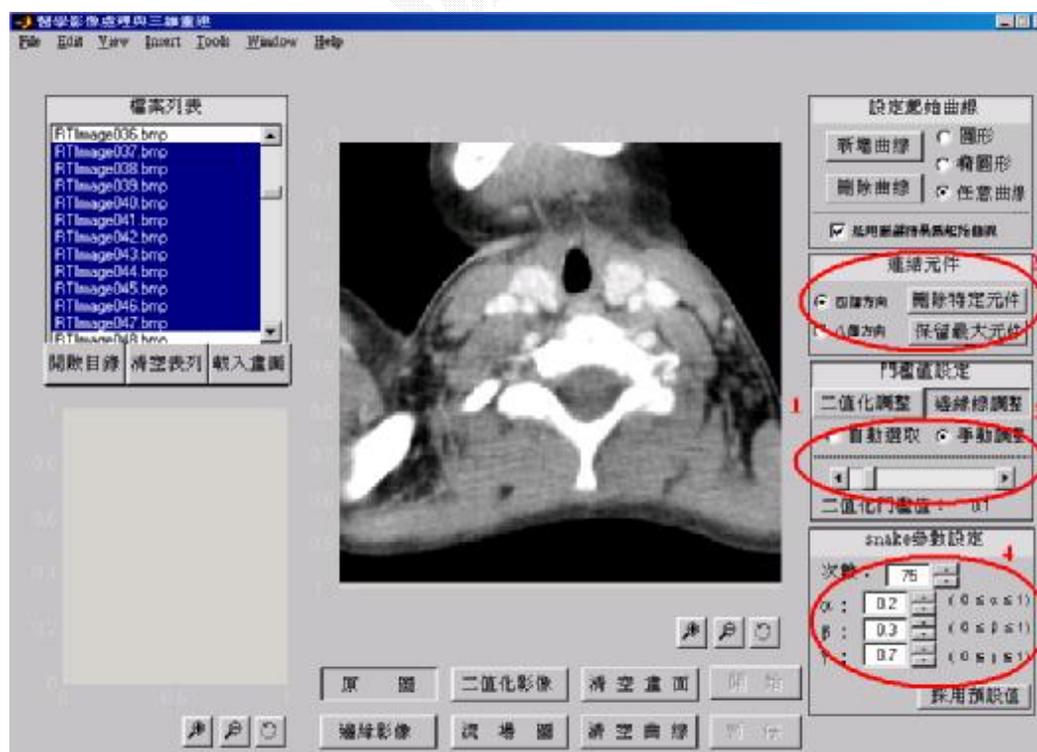


圖 5.4 流程操作(三)

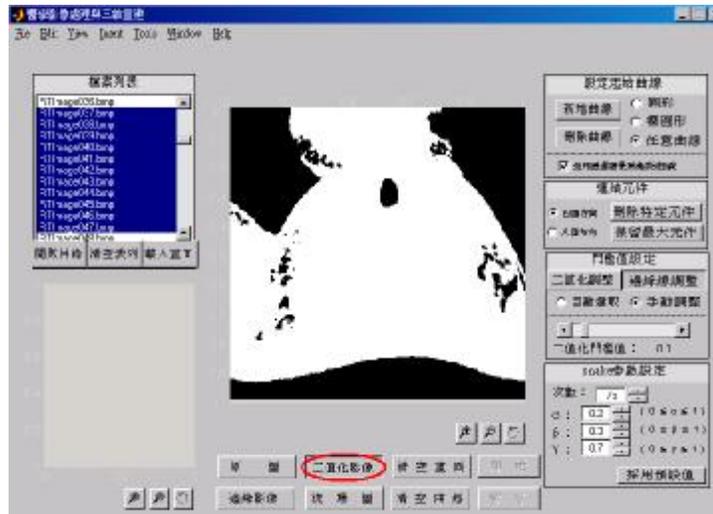


圖 5.5 流程操作(四)

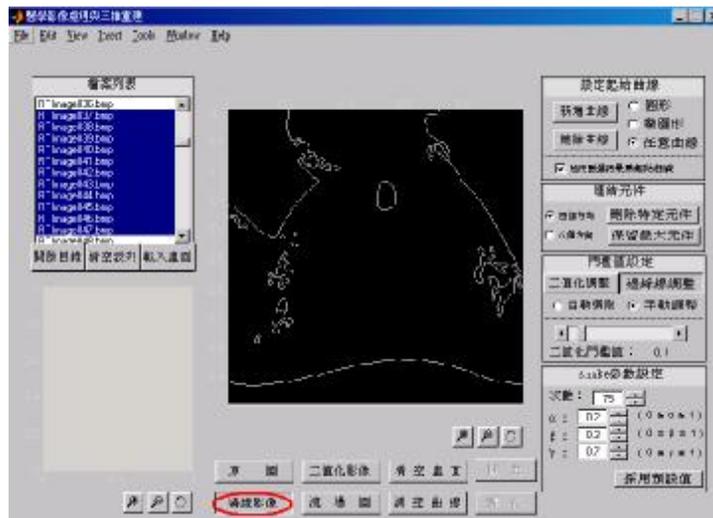


圖 5.6 流程操作(五)

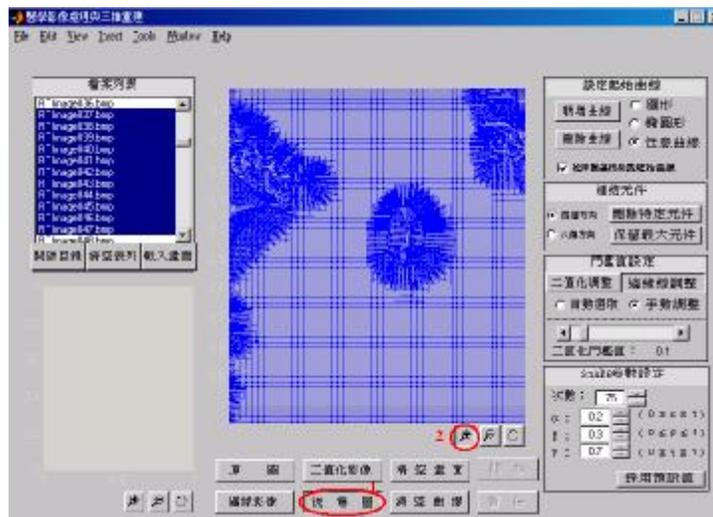


圖 5.7 操作流程(六)

#### 4. 設定起始曲線

- (1) 增加曲線
- (2) 設定曲線輪廓「圓」、「橢圓」、「自訂曲線」。
- (3) 可以點選「刪除曲線」來消除多餘的曲線。



圖 5.8 操作流程(七)

#### 5. 三維重建

- (1) 當設定完參數之後，按下「開始」進行重建工作。
- (2) 在主視窗可以看到每張 CT 圖的輪廓迭代過程。
- (3) 重建後在左下角的視窗顯示出三維物件模組。



圖 5.9 操作流程(八)

## 5.4 系統特色

1. 自動化影像前處理功能。(亦提供手動更改 threshold 參數等)。
2. 可自動／手動選取特定之 connected-component。
3. 多樣化起始輪廓選取(圓、橢圓、多邊形)。
4. 可調整主動式輪廓線模型之  $\alpha$ 、 $\beta$  參數。
5. 自動擷取序列影像之輪廓。
6. 同時截取多個部位之輪廓。
7. 以全方位觀察重建之物件。



## 第六章 討論與展望

在本章節，我們將對實作流程與現今醫師在操作上的流程做比較，並將實作之後的結果差異進行分析與檢討，最後，探討本系統在未來能夠繼續努力的發展方向。

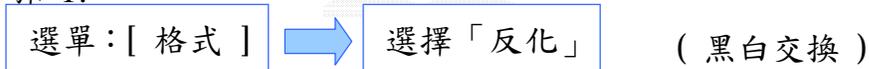
### 6.1 重建流程比較

在開發本系統的過程中，曾與中山醫學院附設醫院的醫師討論過，他們所進行三維重建是相當繁複而且費時的，甚至必須要利用到影像處理軟體，以下便是醫師所提供的重建流程與本系統設計的操作流程圖。

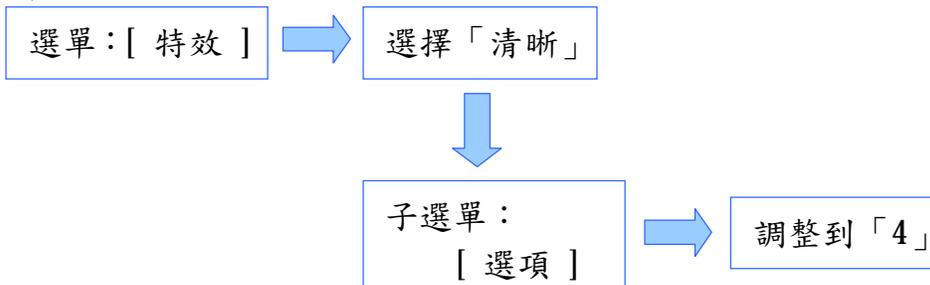
#### 6.1.1 目前醫生操作流程

I.前處理：採用 photoImpact 軟體

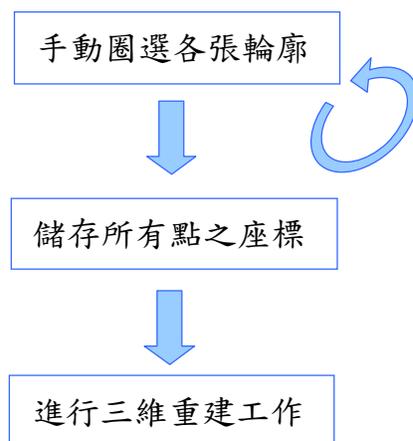
步驟 1.



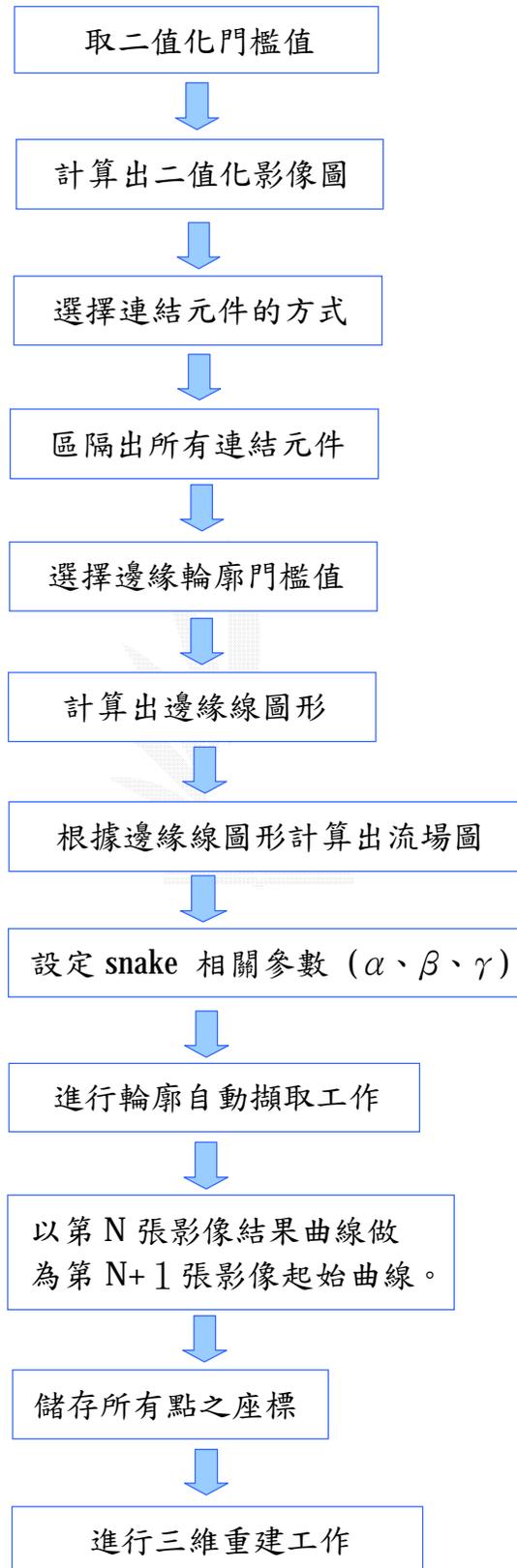
步驟 2.



## II. 輪廓擷取與三維重建



### 6.1.2 本系統操作流程



## 6.2 總結

本專題除了在於將CT序列影像重建成三維物件之外，主要的目標在於自動化前處理，將影像上雜訊去除，自動化將影像上某特定部位的輪廓擷取出來，各別進行物件重建的工作，確保臨床醫師欲對此部位進行細部觀察時，影像上的其他物件不會阻礙到所想觀察的部位。

### 6.2.1 優點(即系統特色)：

1. 自動化影像前處理功能。(亦提供手動更改 threshold 參數等)。
2. 可自動/手動選取特定之 connected-component。
3. 多樣化起始輪廓選取(圓、橢圓、多邊形)。
4. 可調整主動式輪廓線模型之  $\alpha$ 、 $\beta$  參數。
5. 自動擷取序列影像之輪廓。
6. 同時截取多個部位之輪廓。
7. 以全方位觀察重建之物件。

### 6.2.2 缺點：

在相鄰的兩張影像所擷取的輪廓影像有遽烈擴張的形變現象時，自動化的重建過程會無法克服導致於必須進行人為性強迫暫停重建，重新進行影像圈選的工作。

## 6.3 未來展望

電腦科技日進千里，將各方面與電腦相結合是不可抵擋的趨勢，醫學也不例外，如能將醫學多方面的與電腦相結合，必能對人類有莫大的助益。

### I AI 的進步

人工智慧的快速進步，如能利用 AI 來主動判別所要抓取的部位與範圍，由 Active Contour Model 的半自動圈選改為全自動圈選，必能大幅度減少醫生所花費的時間。

### I 資料庫的連結

網路發達，資訊通路寬廣的今天，如有醫院內乃至全國的資料庫主機，則可加快病情資料的傳遞，減少資料運送的時間，儲存已重建的資料供教學比較。

### I 虛擬實境的輔助

以重建的器官結果，配合上虛擬實境的技術，可供醫師作為教學參考或是手術模擬，提供學生或實習醫師練習，減少臨床時的失誤。

### I 電腦醫生的發展

醫學與資訊的進步，如將病情、病因等資料建檔，可由電腦主動分析重建結果，判斷病情，提供醫師建議，加速診斷時間。

## 參考文獻

- [ 1 ] 林宸生編著，數位信號—影像與語音處理，全華科技圖書股份有限公司，八十六年十二月。
- [ 2 ] 劉晟志、黃煥超編譯，數位影像處理，儒林圖書有限公司，七十七年十一月。
- [ 3 ] 楊武智編譯，影像處理與辨識，全華科技圖書股份有限公司，八十三年十二月。
- [ 4 ] 繆紹綱編著，數位影像：活用 MATLAB，全華科技圖書股份有限公司，八十八年。
- [ 5 ] 利德爾 ( M.M.Reeder )、布萊德雷 ( W.G.Bradley ) 著；孔慶德、汪志杰譯：醫學影像學診斷全書，上海科學技術，西元 1997 年 [ 民國八十六年 ]。
- [ 6 ] CTMRedit 連結  
<http://www.icsl.ucla.edu/~spapl/CTMRedit/>
- [ 7 ] GVF 範例下載網址  
<http://iacl.ece.jhu.edu/projects/gvf/>  
Software, GVF for Windows 95/NT, test with Matlab version 5 (updated version, 9/29/99)。
- [ 8 ] 陳信亨碩士論文，李林滄教授、許志宇教授指導，中興大學應用數學系，民國九十二年。
- [ 9 ] The Document Of MatLab Version 6.5. Release 13，Copyright 1984-2002, The MathWorks, Inc.
- [ 10 ] Maria Petrou, Panagiota Bosdogianni，Image Processing：The Fundamentals，Hardcover p.265~p.270