行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

應用傅立葉描述子於切割膽囊壁之研究
研究成果報告(精簡版)

計 畫 類 別 ： 個別型
計 畫 編 號 ： NSC 98-2221-E-029-024-
執 行 期 間 ： 98 年 08 月 01 日至 99 年 07 月 31 日
執 行 單 位 ： 東海大學資訊工程與科學系

計 畫 主 持 人 ： 蔡清欉
共 同 主 持 人 ： 廖啟賢、潘錫光
計畫參與人員： 碩士班研究生-兼任助理人員：林正弘
碩士班研究生-兼任助理人員：程士翔
碩士班研究生-兼任助理人員：蔡宗穎

處 理 方 式 ： 本計畫可公開查詢

中 華 民 國 99 年 10 月 19 日

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫
☑ 成果報告
□ 期中進度報告

應用傅立葉描述子於切割膽囊壁之研究

計畫類別：☑個別型計畫　　□整合型計畫
計畫編號：NSC 98－2221－E－029－024－
執行期間：98 年 8 月 1 日至 99 年 7 月 31 日

執行機構及系所：東海大學資訊工程學系

計畫主持人：蔡清欉　　東海大學資訊工程學系
共同主持人：廖啟賢　　東海大學資訊工程學系
　　　　　　潘錫光　　台中榮民總醫院胃腸科

成果報告類型(依經費核定清單規定繳交)：☑精簡報告
□完整報告

本計畫除繳交成果報告外，另須繳交以下出國心得報告：
□赴國外出差或研習心得報告
□赴大陸地區出差或研習心得報告
□出席國際學術會議心得報告
□國際合作研究計畫國外研究報告

處理方式：除列管計畫及下列情形者外，得立即公開查詢
□涉及專利或其他智慧財產權，□一年□二年後可公開查詢

中　華　民　國　九十九 年 九 月 二十三 日

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

應用傅立葉描述子於切割膽囊壁之研究

Segmentation of Gallbladder Wall Based on Fourier Descriptor

計畫編號：NSC 98-2221-E-029-024-
執行期限：98 年 8 月 1 日至 99 年 7 月 31 日

主持人：蔡清欉　　東海大學資訊工程學系
共同主持人：廖啟賢　　東海大學資訊工程學系
潘錫光　　台中榮民總醫院胃腸科

一、中文摘要

膽囊病變是現代人常見的疾病，包括膽結石、膽囊炎與膽囊癌等，而膽囊壁的肥厚為醫師診斷病患是否患有膽囊病變的依據之一。超音波影像是目前在膽囊病變的診斷上最常使用的偵測方式，具有成本低、誤差少且不具侵略性等優點，但是其成像有時較為模糊，尤其在物件邊緣的地方，容易因為雜訊或者陰影的干擾使得對比不明顯，進而造成邊緣判斷上的誤差。

本研究主要基於等高集合法(level set methods)做為切割膽囊影像的基本模型，但是傳統的等高集合法就如同其他傳統的切割法，在邊緣特徵不明顯的地方，容易造成切割上的誤差。由於膽囊影像在相同的切面上會有相似的輪廓，於是參考形狀的資訊來修正這個問題，導入橢圓傅立葉描述子 (elliptic Fourier descriptor)，利用形狀描述的優異性來針對形狀做控制以及修正。

我們先藉由一組樣本影像針對膽囊形狀做訓練，訓練完後就會產生所謂的樣版輪廓，之後以樣板輪廓的資訊，在進行圖像切割時進一步地控制及修正。而由於膽囊外壁的形狀與膽囊內壁有著極高的相似性，於是當切割出膽囊內壁時，就可藉由內壁的形狀做為樣板輪廓，進而切割出外壁的輪廓。

本研究針對兩種切面輪廓做實驗，包括長橢圓形以及圓形的膽囊超音波影像，並同時比較傳統的等高集合法以及本方法的實驗結果，可以發現傳統的等高集合法在輪廓對比較低的地方容易產生過度切割的錯誤結果，而我們的方法則可以經由形狀控制因子而使得切割結果會趨於平緩及收斂，而避免過度切割的情形。

關鍵詞：醫學影像、影像切割、膽囊、等高集合法、橢圓傅立葉描述子。

Abstract

Gallbladder disease including gallstones, cholecystitis, and gallbladder cancer is a common modern illness. Gallbladder wall hypertrophy is one of the symptoms of the gallbladder disease.

Ultrasound image is often used to diagnose the illness because of its low cost and noninvasive diagnosis procedure. However, occasionally the images are fuzzy,

and the edges of an object are easily interfered by noise or shadow. As a result, unclear contrast appears, and the outline of the image shows unclearly.

This study is based on level set method to the gallbladder images. But the traditional level set method is like other traditional segmentation methods, which easily lead to inaccurate segmentation where the outline feature is not obvious. As the gallbladder images have similar outlines, this study tries to correct the problem according to the shape information. This study also applies elliptic Fourier descriptor, to control and modify the outline.

Our training applies a group of sample images to get contour and then it is used to do further control and correction. Since the shape at the outside of gallbladder wall is similar to the inside, as segmenting inner gallbladder wall, we can also obtain outer contour by referring the inner wall shape. Thus, the gallbladder wall thickness can be obtained.

Our experimental results show that the proposed approach has better segmentation results than the results of traditional level set method.

Keywords：medical image、image segmentation、gallbladder、level set method、elliptic Fourier descriptor

二、研究動機與目的

目前膽囊壁切割是一個全新的議題，雖然在其他醫學領域中有包括結腸、卵泡、血管等有關於管壁或者囊壁切割上的相關研究，但國內外還沒有針對膽囊壁切割的研究。

目前醫學影像切割的各種方法中，等高集合法在關於囊壁或者管壁的切割有著不錯的表現[1][2][3]，於是我們在初步採用等高集合法做為切割上的理論基礎，而在上述的研究中，大部分的研究影像皆是成像品質較高的 CT(computed tomography)影像，但是在超音波影像上，會有較多的雜訊以及陰影，這些性質容易導致超音波影像在輪廓邊界的地方有對比過低的問題而難以辨識，於是針對超音波影像只單純使用傳統的等高集合法的確有其不足之處。

超音波探頭的放置位置或者角度皆會影響膽囊超音波影像的成像結構，但是其中的特性在於從同樣的角度照射而得的影像有著相似的輪廓，雖然不同的病人間會有個別的差異性，但是大致還有一些相似程度，並且當醫師在使用超音波設備時，可以隨時地移動超音波的探頭以找到符合自己預想的形狀結構，於是我們利用形狀來做為額外的資訊來控制以及修正超音波影像的切割結果並期望可以解決超音波影像的缺失。

在影像切割考量形狀資訊的研究中，目前的作法大部分皆需要事先訓練一組訓練集(training set)，並獲取與形狀相關的先驗(a priori)資訊，以便在切割的過程中藉由參考相關的資訊而調整。

L. Staib 和 J. Duncan[4]利用橢圓傅立葉描述子將輪廓分解成相對應的參數，利用高斯函數去統計訓練集中的參數分佈，並且同時考量到影像梯度資訊以及形狀資訊，並設計出目標函式，切割時則利用參數的最佳化去調整其參數，進而達到調整輪廓的效果。A. Chakraborty et al.[5]則針對 L. Staib 和 J. Duncan 的方法延伸出另一種混合的切割方法，除了梯度資訊外，另外又加入了區域同質性(region-homogeneity)的資訊。

在關於等高集合法導入形狀資訊的相關研究中，M. E. Leventon et al.[6]將訓練集

中圖形的曲線視為距離函數並轉換為相對應的參數，進一步利用主成分分析去取得其特徵，進而求得其機率分佈，而在正式切割時，在每一回合更新等高集合函數的時候皆會參照訓練集的曲線機率分佈以及目前輪廓所在的影像資訊去計算出預設中的最佳值，然後此位置的等高集合函數則會朝該最佳值做逼近，以達到修正的效果。

傅立葉描述子有著對於形狀觀點上的差異，有著不敏感的優點，所以相當適合用來當作形狀描述的方式，於是本研究使用傅立葉描述子的另一種延伸--橢圓傅立葉描述子[7][8][9]來改良等高集合法在超音波影像上切割的缺失，期待達到在超音波影像邊緣不明顯的情況下，可以有效地控制切割上的誤差。

三、研究方法

由於本研究是針對傳統的等高集合法導入橢圓傅立葉描述子來做改良，本文會先介紹傳統的等高集合法以及橢圓傅立葉描述子，再提出結合等高集合法以及橢圓傅立葉描述子的模型，進一步再介紹膽囊內壁以及外壁的切割流程。

基本上等高集合法是將平面的封閉曲線，再另外加上等高集合函數(level set function)的資訊，並且以等高集合函數來描述輪廓。我們以圖1為例來說明這個概念，圖1為欲追蹤的輪廓，此為二維的封閉曲線，圖1(b)為圖1(a)加上z軸，而z軸則為等高集合函數ψ，意即將邊界追蹤的問題從原來N維的問題發展為$N+1$維，雖然這樣會導致計算量增加，但是這樣的優點為簡化問題的描述，而減少人工標記法的介入，這就是等高集合法的主要論點。

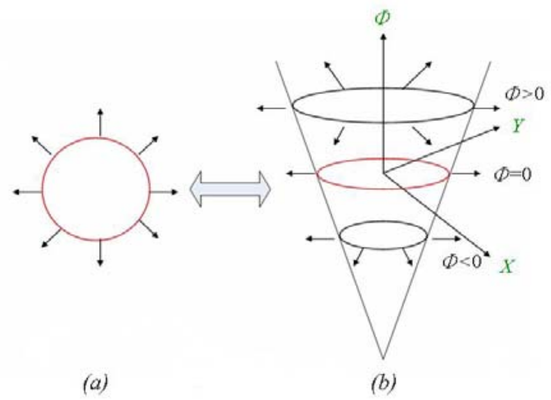

圖1 輪廓曲線與等高集合函數以及零等高集合之間的關係 (a) 紅色曲線為原始的邊界輪廓 (b) 零等高集合(Φ=0)恰等於我們所欲追蹤的邊界輪廓

等高集合函數實際上為一距離函數$\psi(x(t),t)=d$，x為時刻t時N維實數空間上的一點，d為x到$\Gamma(t)$的距離，而$\Gamma(t)$為時刻t時等高集合所發展的輪廓曲線(front)。當$\psi>0$時，表示x位於輪廓曲線的外面，而當$\psi<0$表示x位於輪廓曲線的裡面，當$\psi=0$時所形成的輪廓，如圖1(b)的紅色部分，就恰等於所追蹤的邊界輪廓(圖1(a))，也稱之為零等高集合(zero level set)，以時間參數式來表示的話，也就是：

$$\psi(x(t),t)=0 \tag{1}$$

下一步是關於知道輪廓發展的運動方程式，S.osher 與 J.A.Sethian 提出了使用 Hamilton-Jacobi 運動方程式來描述輪廓的運動發展[10]。Hamilton-Jacobi 為對時間做偏微分且微分後為 0 的運動方程式，為了將等高集合函式推導到 Hamilton-Jacobi 的形式，於是對時間參數 t 做微分，依據 chain rule,可以得到：

$$\psi_t+\sum_{i=1}^{N}\psi_{x_i}x_{i_t}=0 \tag{2}$$

其中x_i為向量x 的第i個元素，ψ_t為對時間參數 t 做微分後的等高集合函數，ψ_{x_i}是指

第 i 個向量元素的等高集合函數。可得

$$\sum_{i=1}^{N}\psi_{x_i}x_{i_t} = (\psi_{x_1},\psi_{x_2},...,\psi_{x_N}) \cdot (u_1,u_2,...,u_N) = F(X(t))|\nabla\psi| \quad (3)$$

所以等高集合方程式就可表示為

$$\psi_t + F|\nabla\psi| = 0 \quad (4)$$

這是一個偏微分方程式，其中 F 為速度函數，用以控制曲線的運動，F 可被拆解為兩部分：$F = F_A + F_G$。其中 F_A 為輪廓發展常數，用來給予輪廓一個固定發展的力量，與影像的環境資訊無關，F_A 會依據正負號，規則地向外擴張或者向內收縮；F_G 則為依據輪廓的幾何形狀作為調整的限制力量，一般來說可以曲率 K 來表示，其中 K 可由每點單位法向量的散度(divergace)求得

$$K = \nabla\cdot\frac{\nabla\psi}{|\nabla\psi|} = -\frac{\psi_{xx}\psi_y^{\,2} - 2\psi_x\psi_y\psi_{xy} + \psi_{yy}\psi_x^{\,2}}{\left(\psi_x^{\,2}+\psi_y^{\,2}\right)^{3/2}} \quad (5)$$

其中，$\nabla\psi$ 為某點速度函數的法向量，其方向為垂直於輪廓曲面。

有了輪廓發展的力量之外，還需定義出輪廓何時要向外發展，何時要停止發展。可乘上一個函式 k_I 來達到這個效果，

$$k_I(x,y) = \frac{1}{1+|\nabla G_\sigma * I(x,y)|} \quad (6)$$

其中 G_σ 為原始影像經過高斯迴旋積處理後的模糊影像，則 $\nabla G_\sigma * I(x,y)$ 為表示影像強度的梯度資訊，當某點影像梯度值越高，也就是越有可能是邊緣的地方，則 $k_I(x,y)$ 會越小，如此 F 也會趨近於 0，以達到停止輪廓發展的目的。於是我們最後的等高集合函式的更新方程式如下：

$$\psi_t + k_I(F_A + F_G)|\nabla\psi| = 0 \quad (7)$$

上式為包括速度函數的等高集合方程式。

接著在進行橢圓傅立葉描述子的轉換前，必須將輪廓用適當的量化型式表示，例如任何曲線皆可視為眾多的弧長所組成，於是每段弧長可用參數的方式 $(x(s),y(s))$ 表達，s 即為曲線上依循追蹤每段弧長下所對應的參數，由於弧長具有可微分的特性，於是可以用不同的描述方式來將之轉換為不同的參數。不同的描述方式可呈現不同的優點及特性，例如有著離散正切特性的鏈碼(chain code)、具有連續正切特性的 $\psi(s)$ [11]、或者具有曲率特性的延展圓形影像(extended circular image)[12]。

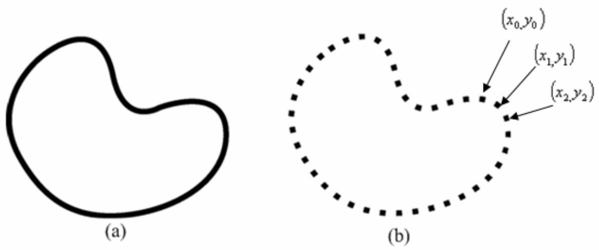

圖 2 以離散的座標資訊來呈現連續輪廓 (a) 連續的輪廓 (b)以座標資訊所呈現的離散表示法

在理論上，連續的曲線化成離散的方式可使用內插 spline 將輪廓轉換成許多的小線段，使之成為離散片斷的多邊形，於是可依序追蹤及記錄多邊形的頂點來達到描述曲線的效果，但是由於數位影像本身就是由離散的資訊所組成，所以可以自然地依循追蹤像素點的座標位置來達到描述曲線的效果。如圖 2 所示，(a)代表連續的輪廓，(b)則為以座標資訊所呈現離散資訊，則定義出一點起始點 (x_0,y_0) 後，便可沿著 (x_1,y_1)、(x_2,y_2)、…依序追蹤並同時紀錄追蹤的結果，當追蹤一圈之後，此時會得到 $X=(x_0,x_1,x_2,..)$、$\mathrm{Y}=(\mathrm{y}_0,\mathrm{y}_1,\mathrm{y}_2,..)$ 的座標序列，下一步就會將之帶到橢圓傅立葉方程轉換為相對應的形狀參數。

傅立葉描述子可藉由傅立葉函數將依序的座標點轉換為多組正交基底的參數組成，而這些正交基底則為正弦函數及餘弦函數的組合。由於橢圓的基本方程式也可由正

弦函數以及餘弦函式來描述，所以自然可將座標序列轉換為多組橢圓參數方程式，這也就是橢圓傅立葉描述子的概念。橢圓傅立葉的基本方程式如下所示：

$$\begin{bmatrix} x(t) \\ y(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_0 \\ c_0 \end{bmatrix} + \sum_{k=1}^{\infty} \begin{bmatrix} a_k & b_k \\ c_k & d_k \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos kt \\ \sin kt \end{bmatrix} \tag{8}$$

其中，$a_0 = \frac{1}{2\pi}\int_0^{2\pi} x(t)dt$，$c_0 = \frac{1}{2\pi}\int_0^{2\pi} y(t)dt$，

$a_k = \frac{1}{\pi}\int_0^{2\pi} x(t)\cos ktdt$，$b_k = \frac{1}{\pi}\int_0^{2\pi} x(t)\sin ktdt$，

$c_k = \frac{1}{\pi}\int_0^{2\pi} y(t)\cos ktdt$，$d_k = \frac{1}{\pi}\int_0^{2\pi} y(t)\sin ktdt$，

$\sum$ 內每一組相乘矩陣皆代表一個橢圓的參數方程式，其中a_0、c_0為轉換橢圓傅立葉方程式的初始位置，a_k、b_k、c_k、d_k分別為橢圓方程式的相關參數，而k則代表橢圓傅立葉轉換的諧波(harmonic)個數，k越大則代表描述的輪廓越精準，也越平滑，於是可以得到一組參數集合：$p_{raw} = (a_0, c_0, a_1, b_1, c_1, d_1, ...)$，而此參數即為代表一個輪廓的描述法。

橢圓傅立葉方程式可由 L. H. Staib etal. 和 J. S. Funcan 所列的示意圖(圖 3)來說明，此例是假設諧波個數為三，可看到輪廓由三個橢圓互相繞轉而建成。c_0為第一個橢圓的中心點，第二個橢圓會繞著第一個橢圓的圓周軌道行走，而第三個橢圓則會繞著第二個橢圓的圓周軌道行走，而繞著第三個橢圓圓周軌道上的點就是輪廓的點，這就類似行星及衛星系統的概念。

以圖 3 來看，位置c_{ij}代表第i個橢圓在時間j的位置，可以看到每一個時刻如何用三個橢圓去描述輪廓中的一點，c_{31}、c_{32}、c_{33}則分別代表三個不同時刻中最終點的位置。

由於現在是離散的資料，曲線可視為多個線段的組成，為了方便在電腦上做計算，

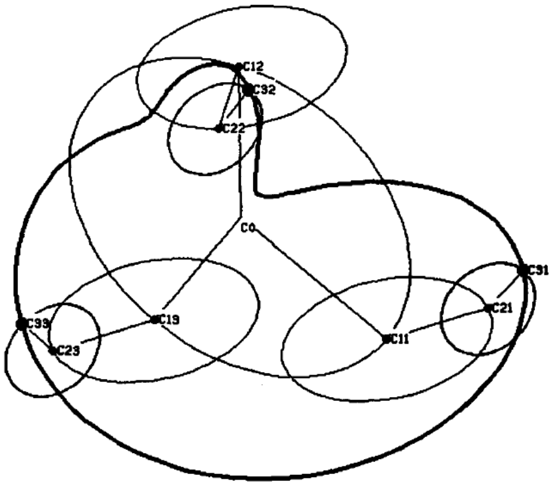

圖 3 橢圓傅立葉描述子描述輪廓的示意圖

依據，可將式(8)從積分的形式轉換成累加的形式。我們先定義p為線段個數，Δx_p及Δy_p即為$x_p - x_{p-1}$以及$y_p - y_{p-1}$，$\Delta t_p = \sqrt{\Delta x_p{}^2 + \Delta y_p{}^2}$，$t_p = \sum_{i=1}^{p} \Delta t_i$，則橢圓傅立葉方程式的離散表示法可改為：

$$a_0 = \frac{1}{T}\sum_{p=1}^{k}\left[\frac{\Delta x_p}{2\Delta t_p}\left(t_p{}^2 - t_{p-1}{}^2\right) + \beta_p\left(t_p - t_{p-1}\right)\right] \tag{9}$$

其中 $\beta_p = \sum_{j=1}^{p-1}\Delta x_j - \frac{\Delta x_p}{\Delta t_p}\sum_{j=1}^{p-1}\Delta t_j$，$\beta_1 = 0$

$$c_0 = \frac{1}{T}\sum_{p=1}^{k}\left[\frac{\Delta y_p}{2\Delta t_p}\left(t_p{}^2 - t_{p-1}{}^2\right) + \delta_p\left(t_p - t_{p-1}\right)\right] \tag{10}$$

其中 $\delta_p = \sum_{j=1}^{p-1}\Delta y_j - \frac{\Delta y_p}{\Delta t_p}\sum_{j=1}^{p-1}\Delta t_j$，$\delta_1 = 0$

$$a_n = \frac{T}{2n^2\pi^2}\sum_{p=1}^{k}\left[\frac{\Delta x_p}{\Delta t_p}\left(\cos\frac{2n\pi t_p}{T} - \cos\frac{2n\pi t_{p-1}}{T}\right)\right] \tag{11}$$

$$c_n = \frac{T}{2n^2\pi^2}\sum_{p=1}^{k}\left[\frac{\Delta y_p}{\Delta t_p}\left(\cos\frac{2n\pi t_p}{T} - \cos\frac{2n\pi t_{p-1}}{T}\right)\right] \tag{12}$$

$$b_n = \frac{T}{2n^2\pi^2}\sum_{p=1}^{k}\left[\frac{\Delta x_p}{\Delta t_p}\left(\sin\frac{2n\pi t_p}{T} - \sin\frac{2n\pi t_{p-1}}{T}\right)\right] \tag{13}$$

$$d_n = \frac{T}{2n^2\pi^2}\sum_{p=1}^{k}\left[\frac{\Delta y_p}{\Delta t_p}\left(\sin\frac{2n\pi t_p}{T}-\sin\frac{2n\pi t_{p-1}}{T}\right)\right] \quad (14)$$

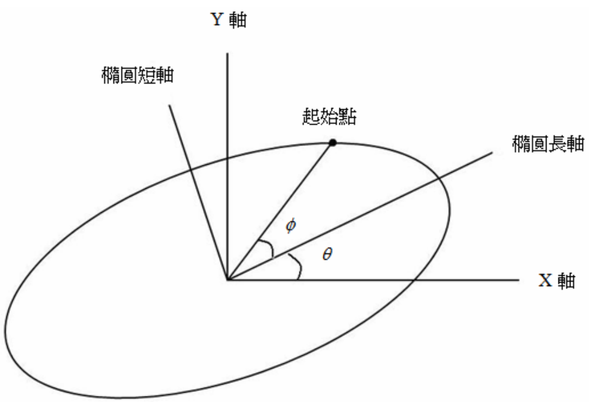

圖 4 θ為旋轉的角度，ϕ為相位位移的角度

當中個別的橢圓有各自的長短軸以及旋轉(rotation)跟相位(phase)，其中旋轉的定義為橢圓的長軸與x軸的角度差；而相位則表示當目前橢圓沿著上一個橢圓的圓周的軌道行走時，其起始點的位置，其定義方式為上一個橢圓中心點到起始點位置的連線與長軸的角度差，相關示意圖如圖 4 所示。下一步就將之前所得到的原始參數集合p_{raw}轉為具有橢圓幾何意義的參數，接下來介紹要如何轉換。首先我們知道橢圓的參數方程式的一般式(general form)為：

$$\begin{bmatrix} a & b \\ c & d \end{bmatrix}\begin{bmatrix} \cos kt \\ \sin kt \end{bmatrix} \quad (15)$$

而為了推導出可代表橢圓幾何意義的參數，先假設目前的橢圓沒有相位偏轉也沒有旋轉，也就是在長軸對齊x軸的情況下，則橢圓參數方程式的第一個矩陣就相當於：

$$\begin{bmatrix} A & 0 \\ 0 & B \end{bmatrix} \quad (16)$$

其中A以及B分別為橢圓半長軸以及半短軸。假若此橢圓經過了旋轉θ及相位位移ϕ，則橢圓的參數方程式就會乘上相對應的前乘矩陣以及後乘矩陣，就會變成：

$$\begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix}\begin{bmatrix} A & 0 \\ 0 & B \end{bmatrix}\begin{bmatrix} \cos\phi & -\sin\phi \\ \sin\phi & \cos\phi \end{bmatrix} \quad (17)$$

然後我們將(17)與(15)作對應，則可得到

$$\begin{aligned} a &= +A\cos\theta\cos\phi - B\sin\theta\sin\phi \\ b &= -A\cos\theta\sin\phi - B\sin\theta\cos\phi \\ c &= +A\sin\theta\cos\phi + B\cos\theta\sin\phi \\ d &= -A\sin\theta\sin\phi + B\cos\theta\cos\phi \end{aligned} \quad (18)$$

經由推導，結果就為

$$\begin{aligned} A^2 &= \frac{\alpha+\sqrt{\alpha^2-4\beta^2}}{2} \\ B^2 &= \frac{2\beta^2}{\alpha+\sqrt{\alpha^2-4\beta^2}} \\ \theta &= \tan^{-1}\frac{Ac+Bb}{Aa-Bd} \\ \phi &= \tan^{-1}\frac{Ba-Ad}{Ac-Bb} \end{aligned} \quad (19)$$

其中$\alpha = a^2+b^2+c^2+d^2$，$\beta = ad-bc$ 於是之前的原始參數方程式就可轉換為 $p_{ref} = (a_0, c_0, A_1, B_1, \theta_1, \phi_1, ...)$，這樣就可得到可代表橢圓幾何意義的參數。

下一步則將各個參數的絕對的量化值轉換為相對值，如此則可移除旋轉以及相位位移的不確定性，並且將長短軸的參數除以一個量值以達到正規化，首先先針對旋轉來做處理：

$$\theta'_k = \theta_k - \theta_{k-1}，\theta_k = \sum_{l=1}^{k}\theta'_l \quad (20)$$

θ'_k就為相對的旋轉值，其中θ_1'定義為θ_1。

由於之前所定義的ϕ是針對單一橢圓的相位差，而現在則要先將其轉換為以整體系統為標準的量化值：

$$\phi^*_k = \phi_k - k\phi_1，\phi^*_1 = 0 \quad (21)$$

ϕ^*_k就代表在第一個橢圓的相位差定為零的前提下，其他橢圓在整體系統下的絕對相位差，如此一來，就可求得相對值：

$$\phi'_k = \phi^*_k - \phi^*_{k-1}，\phi^*_k = \sum_{l=1}^{k}\phi'_l \quad (22)$$

ϕ'_k 就為相對的旋轉值，這裡注意的是 ϕ'_1 會由於 $\phi^*{}_1 = 0$ 的關係，所以我們可以忽略它，下一步長軸以及短軸就統一除以 A_1 來正規化：

$$A'_k = \frac{A_k}{A_1}\ ,\ k \neq 1\ ,\ B'_k = \frac{B_k}{A_1} \tag{23}$$

如此一來，就可得到相對的參數值 $p_{rel} = (a_0, c_0, A'_1, B'_1, \theta'_1, A'_2, B'_2, \theta'_2\, \phi'_2, ...)$。之後當將任一輪廓經由橢圓傅立葉函數轉換為橢圓傅立葉描述子之後，就可針對這些參數來做運算，包括可以比對不同物體的參數來實現影像搜尋(image retrieval)，或者經由改變這些參數達到改變物件形狀的效果。

接著利用高斯分佈去建構一個機率函數來評估物件形狀與樣板形狀的差異程度。首先需要一組訓練樣本，並且分別求出各自的橢圓傅立葉描述子參數，針對這些參數，可以求得其中的平均以及標準差，於是可以利用平均以及標準差來建構高斯函數：

$$\Pr(p) = \prod_{i=1}^{N} \Pr(p_i) = \prod_{i=1}^{N} \frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(p_i - m_i)^2}{2\sigma_i{}^2}} \tag{24}$$

N 為參數向量 p 的元素個數，其中 p_i 代表其中的一個元素，而 m_i 及 σ_i 分別為多個參數向量在同一元素位置的平均值和標準差，將各個元素的高斯分佈函數相乘就成為評估形狀與樣板形狀的差異函數，輸出值越高代表輸入的參數值越接近樣板形狀的橢圓傅立葉參數值，也就越符合樣板形狀。

由於只為了由函數輸出的相對大小得到其評估值，並非要得到其絕對量化值，所以為了降低運算的複雜度，我們將上面的評估函式取自然對數而成為新的評估函數 $E(p)$：

$$E(p) = \ln \Pr(p) = \sum_{i=1}^{N} \left[\ln\left(\frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi}} \right) - \frac{(p_i - m_i)^2}{2\sigma_i{}^2} \right] \tag{25}$$

於是各個高斯函數相乘的地方就會變成累加，這樣運算量就可減少，但是一樣可以達到評估的效果。

藉由設計一個函數來實現這樣的效果，這個函數的作用在於將式子(25)所推算出來的評估值輸入到此函數，而此函數則會針對這個數值去產生相對應的值以控制速度函數的發展。這個函數我們藉由參考 $erf(x)$ 函數來實現，原始的 $erf(x)$ 的全名為錯誤函數(error function)，其定義如下：

$$erf(x) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^x e^{-t^2} dt \tag{26}$$

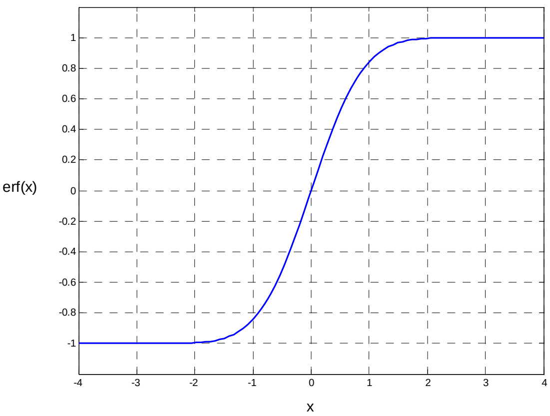

圖 5 $Erf(x)$ 函式曲線圖

其中相對應的函數圖可參照圖 5，由圖 5 可以了解，$erf(x)$ 函數的定義域具有上飽和點 2 以及下飽和點 -2，超過上飽和點的輸入皆會有相同的最大輸出值，而相反地，低於下飽和點的輸入值皆會得到相同的最小輸出值。並且 $erf(x)$ 具有當輸入值越小其函數輸出值也越小的特性，這個特性剛好符合我們以評估函式的輸出值來控制速度函數發展的概念，如此一來，針對圖形變化過大的情形，則可以達到控制及收斂的效果。我們將依此概念所設計的函數命名為 $E(p)'$，並且定義如下：

$$E(p)' = \left(\frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^{\left(\frac{4(g - \min g)}{\max g - \min g} - 2\right)} e^{-t^2} dt + 1 \right) / 2 \tag{27}$$

則此函數即可針對目前的輪廓產生相對應的控制力量以控制速度函數的發展。g 為目前的輪廓經由評估函式所得出的值，$maxg$ 以及 $ming$ 分別為定義域上的上飽和點及下飽和點。藉由此函數的圖型(圖 6)，可以看的出來此函數的分布情形與 $erf(x)$ 函數類似，其差異在於定義域上飽和點的不同以及值域的不同。

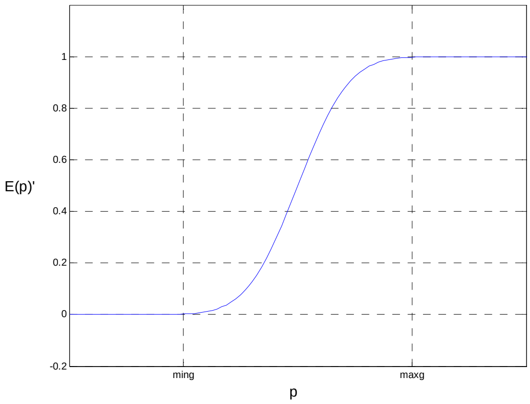

圖 6 $E(p)'$ 函式曲線圖

將樣板的平均形狀帶入式(24)即可以得到評估函式中輸出的最大值，而此值我們則設為 $maxg$，意即不同的樣板有不同的 $maxg$；下飽和點 $ming$ 則須由我們來定義，其意義代表輪廓與樣板形狀差異多大即要停止的標準，也就是說當評估值小於 $ming$ 的話則停止其發展，這是一個有彈性的參數，要視我們的需求而定，假若我們要定義較嚴苛的標準，則 $ming$ 就可以提高，相對地，降低 $ming$ 即允許物件可以有較大的形變空間。而值域控制在 0 到 1 之間，主要是不想讓形狀資訊的控制力量超過速度函數原本作用的力量。

設計好 $E(p)'$ 之後，即可將 $E(p)'$ 乘上原本的速度函數，此時的原始的速度函數加上形狀資訊的控制條件後就會變為：

$$F = E(p)' k_I (F_A + F_G) \tag{28}$$

除了 $E(p)'$ 為剛剛所定義的之外，再回顧一下其他符號所代表的意義：k_I 為式子(6)所定義的函式，是根據影像灰階梯度決定輪廓何時要繼續發展以及何時要停止的控制力量，F_A 為輪廓發展常數，用來給予一個固定發展的力量，而 F_G 通常代表曲率，其方程式在式子(5)有清楚的定義。

以樣板形狀做為我們方法的初始輪廓時，在正常情況下，輪廓會順著樣板形狀而發展而不會有太大變化，假若形狀產生變異過大的話，則為異常情況，主要有以下兩種情形：

(1) 邊界的對比低而造成切割外溢的情形

在超音波影像當中，由於成像品質不佳而使得輪廓邊緣不明顯是相當常見的情況，如圖 7 所示，可以看到此膽囊的右上方

圖 7 邊緣特徵不明顯的膽囊超音波影像

有個明顯缺口，假若以傳統的等高集合法來切割的話，相當有可能切割的結果會溢出右上方而產生過度切割的情形。此時經由我們的方法來處理的話，我們所設計的形狀控制因子會迫使輪廓停止發展，而不會產生過度的形變而導致錯誤的切割結果。

(2) 輪廓發展過程中無法預期的過度形變

由於我們的切割方法是基於等高集合法來設計，而等高集合法在發展的過程中主要會依據曲率以及影像梯度來決定輪廓的發展情形，雖然輪廓在趨近於邊緣時會由於影像梯度突然升高而趨於平緩及穩定，然而在曲線發展到達輪廓邊緣前我們是無法去預測其曲線的形變為如何，於是在切割的過程中也可能由於無法預期的原因而導致發展曲線的形變過大，但此時在輪廓尚未發展

完成的情況下則停止其發展，以至於達不到切割膽壁的效果，而本研究針對此問題提出一套切割輪廓的發展流程來解決。

此流程的架構如圖 8 所示，在前半部時，跟本文上述的方法一樣，首先由較小的樣板形狀當作初始形狀，然後使用加入形狀限制的等高集合法來發展輪廓。差異在於當形狀相似度低於我們所定的 *mingrade* 而停止發展後就會進入到一個判斷式，判斷是否大部分的曲線已擴展到影像強度的梯度最高值，假若答案為是的話，就斷定此時曲線已發展到真正的輪廓邊緣；假若答案為非的話，就判斷此時是由於膽囊內的病變因素導致輪廓曲線形變而停止。

此時就要開始修飾目前的輪廓曲線使之較符合我們所定義的樣板輪廓，一但輪廓曲線其橢圓傅立葉描述子的參數在評估函數的評估下分數高過 *mingrade* 則會開始繼續發展其輪廓，直到輪廓停止並且大部分的曲線已擴展到梯度最高值的地方。

而橢圓傅立葉參數的修正方式採用梯度上升(gradient ascent)法來達到：

$$p_{n+1} = p_n + \gamma_n \nabla E(p_n) \qquad (29)$$

其中 p_n 為目前的參數，p_{n+1} 為經由修正的參數，而 ∇E 則為評估函數的梯度值，相當於：

$$\nabla E(p) = \frac{\partial \ln \Pr(p)}{\partial p} = -\frac{p_i - m_i}{2\sigma_i^2} \qquad (30)$$

p_i 即為橢圓傅立葉描述子參數向量中的一個元素，m_i 及 σ_i 就是式子(24)中代表多個參數向量在同一元素位置的平均值以及標準差。如此一來，橢圓傅立葉參數即可漸漸逼近參數平均值，直到評估函數的分數高過 *ming* 。以上即為本研究以橢圓傅立葉描述子作為形狀資訊在等高集合法上的改良以及整體的切割流程的介紹。

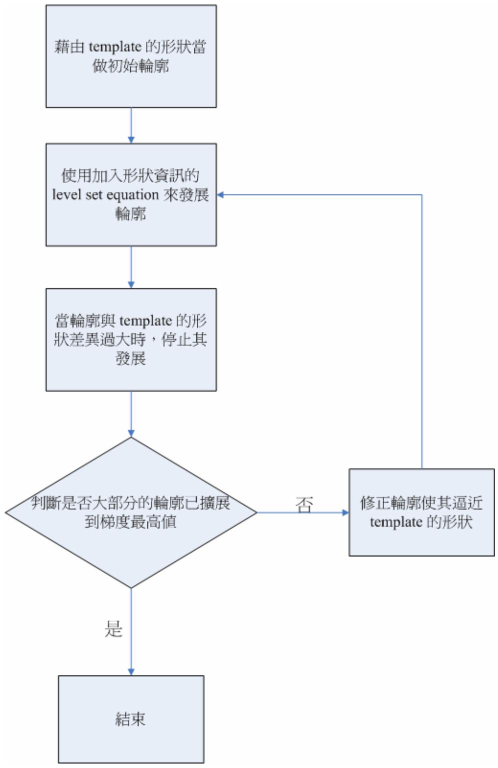

圖 8 切割流程圖

針對膽囊內壁的切割首先會先以樣板輪廓作為初始輪廓來進行切割；而針對外壁的輪廓，由於膽囊的外壁跟內壁的形狀有著極高的相似性，甚至跟樣板輪廓相比，可以更為信賴內壁的切割輪廓，於是當準備切割膽囊外壁時，將評估函式(25)中的平均參數變更為內壁輪廓的橢圓傅立葉描述子參數，也就是樣板輪廓由之前從訓練集所取得的樣板輪廓更改為以內壁輪廓來做為參考以及修正，相關的流程如圖 9。

圖 9 膽囊內壁及外壁的切割流程圖

四、實驗結果

本研究的實驗樣本取自台中榮民總醫院，並使用 Matlab 6.5 來開發相關程式。

(1) 訓練集

我們以膽囊超音波右肋間掃描的輪廓為例，此角度的膽囊輪廓會呈長橢圓形(西洋梨形)的形狀，圖 10 為訓練集的輪廓影

像；而諧波(harmonic)個數採用 15；圖 11 則為從訓練集中所計算出的平均輪廓。

(2) 傳統的等高集合法與本研究的方法比較

我們比較使用傳統的等高集合法以及本研究所提出的演算法在針對成像品質較

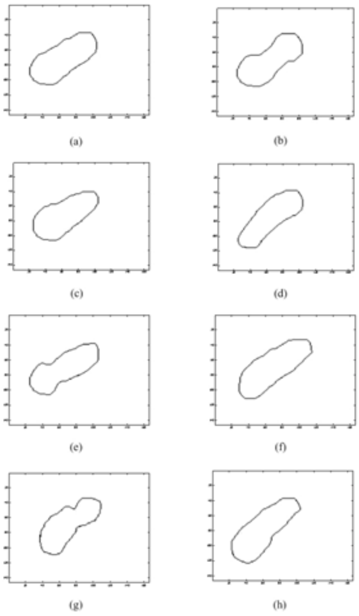

圖 10 膽囊的右肋間掃描輪廓訓練集

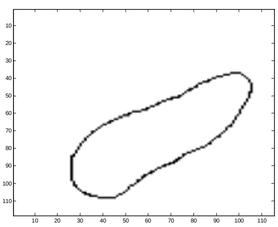

圖 11 由右肋間掃描的輪廓訓練集所求得的平均形狀

不好的超音波影像做比較，我們延續之前以膽囊右肋間掃描的角度為例。圖 12 為使用傳統的等高集合法所切割的結果，經過 300 回的發展之後，其過度切割的情況相當明顯，主要是傳統的等高集合法在輪廓不明顯的地方無法產生收斂的結果。圖 13 為本研究所提出的方法，可以看到我們的方法對於形狀的控制的確有一定的效果，當輪廓的發展與樣板輪廓差異越大的時候，其發展速度會越緩慢，以達到控制及收斂的效果。

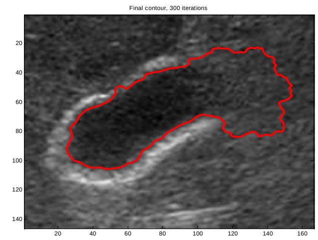

圖 12 使用傳統的等高集合法經過 300 回切割的結果

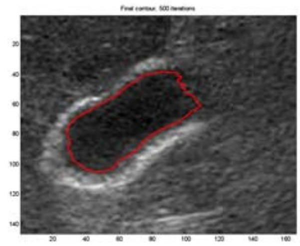

圖 13 使用本方法經過 500 回切割的結果

(3) 探討 *ming* 對於切割結果的比較

如圖 14 所示，(a)到(e)分別為在 *ming* 值設定不同的情況下切割的結果，可以看到

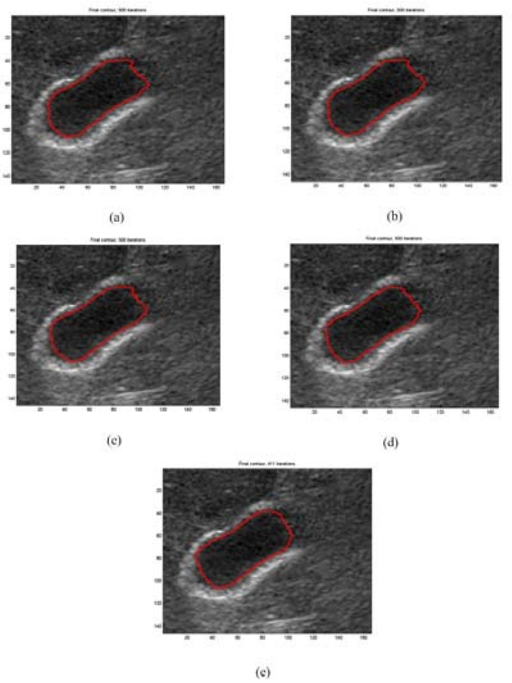

圖 14 比較 *ming* 值不同下的切割結果 (a) *ming* 為 0 (b) *ming* 為 20 (c) *ming* 為 50 (d) *ming* 為 70 (e) *ming* 為 140

當 *ming* 值越低的話，其切割結果會越貼近真實的輪廓，但是在對比處較低的地方，會由於我們給予較大的形變空間，所以較無法控制其輪廓，以(a)為例，我們可以看到在膽囊的右上方對比較低的地方，其鋸齒狀情況比較明顯。

而 *ming* 值的設定越高，則可以看到在右上方的地方，其輪廓會較平滑，但是相對的，在膽囊左下方的地方，可以看到切割圖形較無法貼近真實的輪廓邊緣，無法做較為自由的形變。

(4) 長橢圓形(西洋梨形)的輪廓切面

圖 15 為長橢圓形輪廓切面另外的例子。

(5) 膽囊外壁切割

接下來為內壁的切割結果做初始輪廓去進行外壁的切割，從圖 16 可以看到在右上角的部份可惜地有些過度切割的情形，由於形狀因子的控制而不至於太過嚴重。

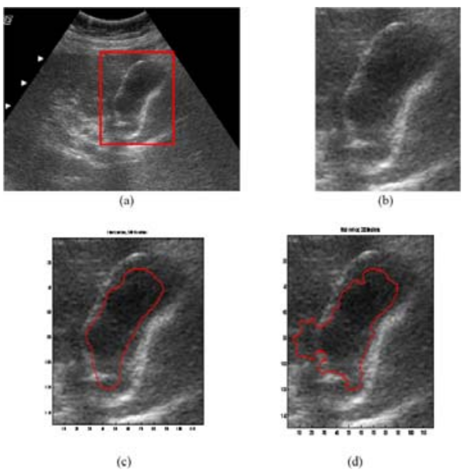

圖 15 長橢圓形的輪廓切割實驗結果，其二 (a)原始超音波影像，紅色的框為 ROI 區域 (b)放大的 ROI 區域 (c)本方法的切割結果 (d)傳統等高集合法的切割結果

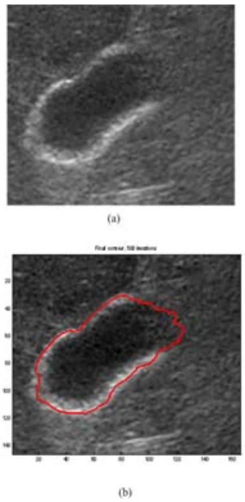

圖16 膽囊外壁的切割結果 (a)原始膽囊超音波影像 (b)膽囊外壁的切割結果

五、結論

由實驗結果可以清楚的了解，傳統的等高集合法在輪廓對比較低的情況下容易發生過度切割的情形，無法達到收斂的情況；而本方法則由於導入形狀因子以控制等高集合函數的發展，使得輪廓在發生過度形變之前發展速度就會逐漸平緩並且趨於收斂，而不容易產生過度切割的情形。在未來，本研究可以改善的地方包括有以下的方向：

1. 在本研究中，要使得切割結果貼近真實的輪廓邊緣必須藉由降低 ming 值來達到，但是目前降低 ming 值則會使得輪廓影像對比較低的地方較不易掌控其切割結果，容易發生鋸齒狀或者形狀不規則情形，如何找到其中的平衡點是未來可以改善的地方。

2. 本研究中修正輪廓所使用的方法為針對橢圓傅立葉描述子參數使用梯度上升法來逼近平均輪廓，但針對參數的理想值做逼近並沒有辦法預期參數經過轉換後的形狀會是什麼樣子，這多多少少會造成形狀修正上的不確定性，如何針對這個缺點作修正也是未來可以研究的方向。

3. 針對膽囊內部的陰影做過濾，而不會由於假影而造成切割上的誤差也是未來可以研究的目標。

六、參考文獻

[1] R. Van Uitert, I. Bitter, and R. Summers, “Detection of colon wall outer boundary and segmentation of the colon wall based on level set methods,” in Proc. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc., Aug. 2006, pp. 3017–3020.

[2] M. Subasic, S. Loncaric, E. Sorantin, ”Region-Based Deformable Model For Aortic Wall Segmentation,” Proc. Of Image and Signal Processing and Analysis, vol 2, pp. 731-735, 2003.

[3] M. R.Cardinal, J. Meunier, G. Soulez, R.L. Maurice, E. Therasse, G. Cloutier, ” Intravascular Ultrasound Image Segmentation: A Three-Dimensional Fast Marching Method Based on Gray Level Distribution,”IEEE Tranctions on Medical Image, vol. 25, no. 5, pp. 590-601, 2006.

[4] L. H. Staib, J. S. Duncan, ”Boundary Finding with Parametrically Deformable Models ”, IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 14, no. 11, Nov, 1992.

[5] A. Chakraborty, L. Staib, and J. Duncan, “An integrated approach to boundary finding in medical images,” in Proc. IEEE Workshop Biomedical Image Analysis, 1994, pp. 13–22.

[6] Michael E. Leventon, W. Eric L. Grimson, Olivier Faugeras, ”Statistical Shape Influence in Geodesic Active Contours”, Computer Vision and Pattern Recognition, 2000. Proceedings. IEEE Conference on Publication, vol. 1, pp. 316-323, 2000.

[7] C. R. Giardina, F. P. Kuhl, ”Accuracy of Curve Approximation by Harmonically Related Vectors with Elliptical Loci”, Compute Graphics Image Processing, vol. 6, pp. 277-285,1977.

[8] F. P. Kuhl and C. R. Giardina, “Elliptic Fourier features of a closed contour,” Comput. Graphics Image Processing, vol. 18, pp. 236-258,1982.

[9] C. Lin and C. Hwang, “New forms of shape invariants from elliptic Fourier descriptors,” Putt. Recogn., vol. 20, no. 5, pp. 535-545, 1987.

[10] S.Osher and J.A.Sethian, ”Fronts propagating with Curvature Dependent Speed：Algorithms Based on Hamilton－Jacobi Formulation,” J.Comp.Physi, vol. 79, pp. 12-49, 1988.

[11] D. H. Ballard and C. M. Brown, Computer Vision. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1982.

[12] B. K. P. Horn and E. J. Weldon. “Filtering closed curves,” IEEE Trans. Putt. Anal. Machine Intell., vol. PAMI-8, no. 5, pp. 665-668, Aug. 1986.

無研發成果推廣資料

98 年度專題研究計畫研究成果彙整表

計畫主持人：蔡清欉	計畫編號：98-2221-E-029-024-
計畫名稱：應用傅立葉描述子於切割膽囊壁之研究	

成果項目			量化			單位	備註（質化說明：如數個計畫共同成果、成果列為該期刊之封面故事...等）
			實際已達成數（被接受或已發表）	預期總達成數(含實際已達成數)	本計畫實際貢獻百分比		
國內	論文著作	期刊論文	0	0	100%	篇	
		研究報告/技術報告	0	0	100%		
		研討會論文	1	1	100%		
		專書	0	0	100%		
	專利	申請中件數	0	0	100%	件	
		已獲得件數	0	0	100%		
	技術移轉	件數	0	0	100%	件	
		權利金	0	0	100%	千元	
	參與計畫人力（本國籍）	碩士生	3	3	100%	人次	
		博士生	0	0	100%		
		博士後研究員	0	0	100%		
		專任助理	0	0	100%		
國外	論文著作	期刊論文	0	0	100%	篇	
		研究報告/技術報告	0	0	100%		
		研討會論文	0	0	100%		
		專書	0	0	100%	章/本	
	專利	申請中件數	0	0	100%	件	
		已獲得件數	0	0	100%		
	技術移轉	件數	0	0	100%	件	
		權利金	0	0	100%	千元	
	參與計畫人力（外國籍）	碩士生	0	0	100%	人次	
		博士生	0	0	100%		
		博士後研究員	0	0	100%		
		專任助理	0	0	100%		

其他成果 (無法以量化表達之成果如辦理學術活動、獲得獎項、重要國際合作、研究成果國際影響力及其他協助產業技術發展之具體效益事項等，請以文字敘述填列。)	無

	成果項目	量化	名稱或內容性質簡述
科教處計畫加填項目	測驗工具(含質性與量性)	0	
	課程/模組	0	
	電腦及網路系統或工具	0	
	教材	0	
	舉辦之活動/競賽	0	
	研討會/工作坊	0	
	電子報、網站	0	
	計畫成果推廣之參與（閱聽）人數	0	

國科會補助專題研究計畫成果報告自評表

請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況、研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）、是否適合在學術期刊發表或申請專利、主要發現或其他有關價值等，作一綜合評估。

1. 請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況作一綜合評估

■達成目標

□未達成目標（請說明，以 100 字為限）

□實驗失敗

□因故實驗中斷

□其他原因

說明：

2. 研究成果在學術期刊發表或申請專利等情形：

論文：■已發表 □未發表之文稿 □撰寫中 □無

專利：□已獲得 □申請中 ■無

技轉：□已技轉 □洽談中 ■無

其他：（以 100 字為限）

3. 請依學術成就、技術創新、社會影響等方面，評估研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）（以 500 字為限）

本研究使用橢圓傅立葉描述子來作為形狀資訊的描述及量化，相較於其他應用等高集合法和形狀資訊的相關研究中，它的優點在於觀點上，如輪廓旋轉、縮放和平移，不會改變它的量化表示式。在此針對兩種切面的輪廓並與傳統的等高集合法來做比較，由實驗結果可以得知傳統的方法在輪廓對比較低的情況下較容易發生過渡切割的狀況，而無法達到收斂；但在本方法中，由於我們採用形狀因子來控制等高集合函數的發展，當其遇到相同情況時，會使其發展速度逐漸平緩並趨於收斂，因此不會產生過度切割的問題。

未來可以改善的方向如：1.降低 ming 值的切割結果會較貼近真實的輪廓，但在本實驗中在輪廓對比較低時會導致不容易掌控切割的結果且較容易發生鋸齒狀或不規則狀。2.在此利用橢圓傅立葉描述子參數使用梯度上升法來逼近平均輪廓，但目前並沒有辦法去預期經過轉換後的形狀，這樣會造成形狀修正上的不確定性。3.過濾膽囊內部的陰影，使其不會因為這些假影造成切割上的誤差