

逢 甲 大 學

資訊工程學系專題報告

三維醫學影像重建系統 以人體聲道為例



學 生：葉智國（四丙）
 尤微曦（四丙）

指導教授：何信瑩

中華民國九十二年十二月

目 錄

目錄	I
圖片目錄	IV
表格目錄	VII
摘要	VIII
第一章 導論	1
1-1 研究動機與目的	1
1-2 專題研究的範圍	2
1-3 專題系統目標	2
第二章 影像基本處理	4
2-1 頻域的影像增強法	4
2-2 濾波器介紹	6
2-2-1 空間濾波	6
2-2-1-1 平滑濾波	6
2-2-1-1-1 平均濾波器	6
2-2-1-1-2 中值濾波器	7
2-2-1-2 增強濾波	7
2-2-1-2-1 基本高通空間濾波	7
2-2-1-2-2 高頻加強濾波	8
2-2-1-2-3 差分型濾波器	8
2-3 邊緣特徵的擷取	10
2-3-1 高斯平滑濾波	10
2-3-2 拉普拉辛濾波	11

2-3-3 拉普拉辛高斯濾波-----	12
2-3-4 微分濾波-----	14
第三章 專題所用之演算法介紹-----	15
3-1 相關演算法介紹-----	15
3-1-1 漸進立方體演算法-----	15
3-1-2 智慧型基因演算法-----	17
3-1-2-1 基因演算法-----	18
3-1-2-2 直交因素實驗-----	21
3-1-2-3 智慧型交配-----	22
3-2 智慧型漸近立方體演算法-----	23
3-2-1 改良式漸進立方體演算法-----	24
3-2-1-1 對單元頂點進行分類-----	24
3-2-1-2 建立索引表及邊的陳列-----	26
3-2-1-3 插值三角型頂點-----	27
3-2-1-4 計算三角形的法向量-----	28
3-2-2 評估函數-----	29
3-2-3 直交表介紹-----	31
3-2-4 演算法的運作細節-----	34
第四章 聲道重建 -----	35
4-1 影像幾何-----	35
4-1-1 一些基本的轉換-----	35
4-1-1-1 平移-----	35
4-1-1-2 改變比例-----	37

4-1-1-3 旋轉-----	37
4-1-1-4 結合及反轉換-----	38
4-1-2 透視轉換-----	39
4-2 均勻分割-----	41
4-3 人體聲道發聲及母音發音簡介-----	42
4-4 聲道重建-----	46
4-4-1 重建聲道區域-----	46
4-4-2 聲道重建方法-----	47
第五章 實作結果 -----	48
5-1 球體表面實作結果-----	48
5-2 聲道重建模型實作結果-----	50
第六章 三維醫學影像重建系統 -----	52
6-1 概述-----	52
6-2 系統架構-----	52
6-3 系統介紹-----	53
第七章 總結 -----	55
7-1 專題工作總結-----	55
7-2 心得-----	56
參考資料 -----	60

圖片目錄

圖 2-1 3x3 平均濾波器遮-----	6
圖 2-2 3x3 高通空間濾波器遮罩-----	8
圖 2-3 3x3 高頻加強濾波器的遮罩-----	8
圖 2-4 實現梯度分量的一個 3x3 遮罩-----	9
圖 2-5 高斯平滑濾波器的傅立葉頻譜圖-----	10
圖 2-6 原始圖-----	11
圖 2-7 使用高斯平滑濾波器的結果圖-----	11
圖 2-8 拉普拉辛濾波器的傅立葉頻譜圖-----	12
圖 2-9 原始圖-----	12
圖 2-10 使用拉普拉辛濾波器的結果圖-----	12
圖 2-11 拉普拉辛高斯濾波的傅立葉頻譜圖-----	13
圖 2-12 原始圖-----	13
圖 2-13 使用拉普拉辛高斯濾波器的結果圖-----	13
圖 2-14 原始圖-----	14
圖 2-15 經過一階微分後的圖-----	14
圖 3-1 漸進立方體演算法流程圖-----	16
圖 3-2 使用對稱性將 256 種狀態簡化為 15 種狀態示意圖-----	17
圖 3-3 十五種單元模式圖-----	17
圖 3-4 基因演算法之流程圖-----	20
圖 3-5 立方體單位示意圖-----	25
圖 3-6 掃瞄線演算法搜尋圖-----	26
圖 3-7 索引表示意圖-----	26

圖 3-8 三角貼片的移動方式-----	30
圖 3-9 兩種不同的分割方式-----	30
圖 3-10 整個網路關係的模型-----	30
圖 4-1 每個座標軸的旋轉-----	37
圖 4-2 成像過程的基本模型-----	40
圖 4-3 一變四三角形的說明圖-----	41
圖 4-4 一變四的臉部圖-----	41
圖 4-5 一變四的臉部平滑圖-----	42
圖 4-6 聲音生成器官的剖面圖-----	42
圖 4-7 母音 a-----	45
圖 4-8 母音 e-----	45
圖 4-9 母音 i-----	45
圖 4-10 母音 o-----	45
圖 4-11 母音 u-----	45
圖 4-12 聲道重建區域(一)-----	46
圖 4-13 聲道重建區域(二)-----	46
圖 4-14 聲道重建方法流程圖-----	47
圖 5-1 漸進立方體演算法的初始圖-----	48
圖 5-2 初始化的原圖-----	48
圖 5-3 經過一段時間基因演算法後的圖之一-----	48
圖 5-4 再經過一段時間基因演算法後的圖之二-----	48
圖 5-5 最後結果-----	49
圖 5-6“AE”發聲的 MRI 圖集-----	50

圖 5-7“AE”聲道發聲的演化圖-----	51
圖 6-1 系統架構圖-----	53
圖 6-2 系統介面圖-----	54



表格目錄

表 3-1 一個 $L_8(2^7)$ 的直交表-----	22
表 3-2 $L_8(2^7)$ 的直交表和其因素分析-----	23
表 3-3 本專題所產生之直交表結果-----	33
表 5-1 整體數據的收斂圖-----	49
表 5-2 單一數據的收斂圖-----	49



摘 要

逆向工程 (Reverse Engineering) 在今日醫學和 CAD 系統中扮演著極重要的角色，然而發展至今，卻仍有許多開放性的問題在逆向工程的程序中遇到了瓶頸。其主要原因為，我們很難知道欲被重建的物體其拓樸

(Topology) 的狀況，其點的連接性也無任何組織；其次，適應表面必須滿足全域與局部形式的標準也定義不清。因此，我們重新呈現一種具演化性的演算法，稱之為智慧型漸近立方體演算法，使用其來重建三維表面。

在專題中以人體聲道為例，使用漸近立方體演算法 (Marching Cubes Algorithm) 來建構幾何模型，並應用了智慧型基因演算法 (Intelligent Generic Algorithm, IGA) 所擁有的最佳化的機制，來進行改良和實作，藉此調整每個單元上八個頂點之值，使其每一個單元所產生的三角形都能與其內部包含點的位置達到最適的距離，進而使整個網面貼近物體表面，得到表面的最佳化。

第一章 導論

1-1 研究動機與目的

在早期，由於電腦的速度並不如現今如此的快速，且受限於記憶體容量的限制，因此許多三維影像重建，會使用最快速的數學與演算方法來重建之，雖然速度很快，但是其中的誤差卻相當的大。在一些情況不一定能真實表現物體的結構，有時太大失真度在細微的血管，甚至在細微的腎臟組織中，會有傳統三維影像無法表示的情況，這在醫學影像中往往是無法容許的。然而要重建完美的三維表面，在這之中夾雜著相當多 NP-hard 的難題，而目前已知基因演算法（Generic Algorithm – GA）[1]相當適合解 $C(N,K)$ 這類的問題。因此在本專題中，我們以人體聲帶為主題，使用漸近立方體演算法（Marching Cubes Algorithm）[2]及智慧型基因演算法（Intelligent Generic Algorithm – IGA）[3]來改良傳統之三維醫學影像重建方法，重建完美的三維表面。

近些年來，隨著科技的進步及醫療儀器設備的開發，病因的診斷也進而進步到以醫療專業知識來推測病因，更可利用醫療儀器設備幫助收集病症的確實資料，透過第一手資料的佐證，將可協助醫師更準確診斷病情，避免因人為的疏失及誤導，造成病患的損失及不可彌補的傷害。醫學影像重建系統已在國外發展實行多年，相關之應用產品及軟體已有相當地多，但在國內之相關研究仍是甚少。我們以人體聲帶為主題，發展出的三維醫學影像重建系統，經由人體聲道 MRI（磁振造影，Magnetic Resonance Imaging - MRI）影像，將其科學化的分析與三維的重建後，透過這些數據資料，在臨床的應用上，醫師得以進行判斷病灶的外型、範圍、內部結構、輪廓特徵，充份醫師更充份的診療資訊，更精準地診斷病情。除此之外，

也可助於我們更加了解聲道的結構，更可運用於基礎醫學的研究、臨床醫學影像教學、臨床診斷與治療方法的改良或儀器的開發上。也可應用在一個虛擬的發聲訓練輔助器上，進而了解人類聲音的形成，幫助語音合成之研究。

1-2 專題研究的範圍

本專題的研究是以人體聲道為例，將聲道中的口咽、喉咽及會厭部分進行重建，使用我們改良後的智慧型漸進立方體演算法，發展出一套人體聲道三維醫學影像重建系統。

我們將由 MRI 機器拍攝的一系列連續二維的人體頸部影像，給予其應有的相對空間位置後，使用 MATLAB 數學軟體，學習如何透過影像分析與辨識技術來截取每張聲道之圖形範圍。在三維重建的過程中我們使用 OpenGL 來實做三維重建的技術。將聲道及周圍相關組織進行重建，並且提供型態上之分析與三維特徵量化分析。

我們將所得到的最適控制點的資料，在三維重建的過程中以 Delphi 程式透過 OpenGL 來實做三維物體的成像，來觀看重建結果。並且建立一個良好的人機介面，提供型態上之分析與三維特徵量化分析。以便將理論與實作結合成一個完整的系統。

1-3 專題系統目標

我們的目標在於建立一套聲道 MRI 影像三維模型重建系統，建立一個以不同母音發音時聲道實例為理論基礎的資料庫，將可以從所給予的原始 MRI 圖片自動解析出聲道圖形，將之重建為三維聲道模型。此系統可

以接受使用者以任何角度自由翻轉來觀看模擬過程、並且提供聲道影像之特徵選取、聲道的直徑、輪廓、曲率的分析、使用者自由配色、調整大小等基本功能。



第二章 影像基本處理

在本章中主要是對影像處理技術及影像濾波做介紹。影像處理技術主要可分為頻率定義域（Frequency domain）和空間定義域（Spatial domain）二種方法。頻率定義域用以修正影像的傅立葉轉換，而空間定義域則僅修正影像本身的像素。在本專題中，所使用的影像處理技術為頻率定義域法則。

影像濾波，為對影像上之任意畫素 (i,j) 之其新層階值 $g(i,j)$ ，以畫素 (i,j) 的近傍畫素之層階值局部運算來訂定，並由其對影像上所有畫素的處理，而來做邊緣強調或雜訊除去等影像處理。此時，對各點的運算為完全獨立來做，而各畫素之近傍與影像整體相較則甚小。

2-1 頻域的影像增強法

頻域定義域的處理技術是修正影像的傅立葉轉換。對一影像進行傅立葉轉換後，物體邊緣或灰階度變動較劇烈的部份反應在傅立葉係數中的“高頻部分”，平滑的部份則反應在傅立葉係數中的“低頻部份”。依此原理，若要取低通濾波的效果，可將較高頻部份的係數衰減其大小，甚至全部為零，再對所有處理過的轉換係數取反傅立葉轉換即可得到低通濾波的效果。反之，若要有高通濾波的效果，則將較低頻係數衰減。

頻率定義域技術的基礎是褶積定理（convolution theorem）。設 $f(m,n)$ 為原影像， $h(m,n)$ 為濾波器之脈衝響應， $g(m,n)$ 為影像濾波後的結果，則

$$g(m,n) = f(m,n) * h(m,n) \quad (2-1)$$

其中 $*$ 代表迴旋積。對（2-1）式取傅立葉轉換可得：

$$G(k,l) = F(k,l)H(k,l) \quad (2-2)$$

其中 G 、 F 、 H 為 g 、 f 、 h 的傅立葉轉換， $H(k,l)$ 有時稱為此處理的轉換函數。因此在頻域中，我們可依不同 $H(k,l)$ 的選擇來達到低或高通濾波效果。

例如

$$H(k,l) = \begin{cases} 1, D(k,l) \leq D_0 \\ 0, D(k,l) > D_0 \end{cases} \quad (2-3)$$

代表一個理想的低通濾波器，其中 D_0 截止頻率，而

$$D(k,l) = (k^2 + l^2)^{1/2}$$

(2-4)

代表點 (k,l) 到原點間的歐基里德距離。同理，理想的高通濾波器為：

$$H(k,l) = \begin{cases} 0, D(k,l) \leq D_0 \\ 1, D(k,l) > D_0 \end{cases} \quad (2-5)$$

由連續函數的傅立葉轉換對

$$f(t) = \frac{\sin(t)}{\pi t} \Leftrightarrow F(\omega) = \begin{cases} 1, |\omega| < 1 \\ 0, |\omega| > 1 \end{cases} \quad (2-6)$$

我們可以推測 $H(k,l)$ 的反轉換 $h(m,n)$ 必然是一個如 $\sin(t)/t$ 的取

樣函數，由 (2-1) 式可推測出所得的結果會有所謂的振鈴效應，因此

我們放棄理想濾波器而採用實際濾波器，例如低通與高通巴特沃斯濾

波器分別為
$$H(k,l) = \frac{1}{1 + [D(k,l)/D_0]^{2n}} \quad (2-7)$$

與
$$H(k,l) = \frac{1}{1 + [D_0/D(k,l)]^{2n}} \quad (2-8)$$

其中 n 代表階數， n 愈大濾波器響應變化愈快速；反之則愈慢。

2-2 濾波器介紹

濾波的功能在於凸顯或是濾除影像中的某些部份之訊號，例如低通濾波在於濾除高頻雜訊，高通濾波則在於濾除影像中之低頻雜訊，至於中間濾波則在除去影像中雪花般之雜訊。

2-2-1 空間濾波

採用遮罩 (Mask) 逐點對影像做處理，原則上每一像素及其鄰居均乘上一加權數 (Weight)，所得之和即為該像素之新灰度值。

2-2-1-1 平滑濾波

平滑濾波器本質上是一個低通濾波器，它主要用來使影像模糊或降低雜訊。對影像辨識的目的而言，影像模糊可去除妨礙重要特徵抽取的小細節並使斷線相連。對於脈衝型的高頻雜訊，平滑濾波將可減輕此雜訊的效應。

2-2-1-1-1 平均濾波器

一個 3x3 平均濾波器所採用的遮罩如圖 2-1 所示，由此圖可明顯看出其名稱的由來。一般常用的還有 5x5 或 7x7 的遮罩。愈大的遮罩模糊效果越強，相當於此濾波器的截止頻率愈來愈低，高頻部分被濾去愈多。

$$\frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

圖 2-1 3x3 平均濾波器遮罩

2-2-1-1-2 中值濾波器

平均濾波往往不只是把雜訊去除，還常把影像的邊緣模糊，因而造成視覺上的失真。如果目的只是要把雜訊去除，而不是刻意讓影像模糊，則中值濾波是很好的選擇。

首先把遮罩內所含蓋的像素灰階值由小到大排列，中值是指排序在中間的那一個值，此值即為濾波器的輸出。此法特別適合用在有很強的胡椒粉式或脈衝式的雜訊時，因為這些灰階值的雜訊值與其鄰近像素的灰階值有很大的差異，因此經排序後取中值的結果是強迫將此雜訊點變成與其鄰近的某些像素的灰階值一樣，達到去除雜訊的效果。由中值濾波器的原理不難看出中值濾波器是一個非線性的動作。

另一種非線性的做法是先計算週邊像素灰階的平均值，若所考慮之像素的灰階與此平均值差異量超過一定的臨界值，則判定此像素為雜訊，而採先計算所得之平均值代替之。

2-2-1-2 增強濾波

增強（sharpening）濾波本質上是一個高通濾波器，它主要用來使影像的細節或邊緣更突顯，而達到影像增強的目的。

2-2-1-2-1 基本高通空間濾波

一個 3x3 高通空間濾波器所採用的遮罩如圖 2-2 所示。若遮罩中心點對應具有較大灰階度的像素，則經此濾波後，此像素與其旁邊像素之間的灰階度之差異會被放大，反之，此遮罩對灰階度變化相當慢的平滑區域，其輸出將非常小。極端狀況是若遮罩所含蓋範圍內的灰階度都一樣時，則

不管原來是多大灰階值，其輸出恆為零，這表示此種遮罩有降低整體影像平均值使影像整體變暗的缺點。另外，實際的輸出有負值的可能性，必須做大小的調整。

$$\frac{1}{9} \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

圖 2-2 3x3 高通空間濾波器遮罩

2-2-1-2-2 高頻加強濾波

此種濾波是先將原始影像乘上一個大於 1 的倍率再減去此影像經低通濾波後的結果。此種濾波器的一個 3x3 遮罩如圖 2-3 所示，其 α 為放大倍率。注意到 $\alpha=1$ 時，此結果與圖 2-2 中所示的遮罩完全一樣。

$$\frac{1}{9} \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 9\alpha - 1 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

圖 2-3 3x3 高頻加強濾波器的遮罩

2-2-1-2-3 差分型濾波器

差分型濾波器的主要概念是將影像物體之邊緣與其鄰近像素間的灰階度加以放大，達到凸顯物體邊緣輪廓的影像增強效果。此種方法亦可做為影像分割中偵測物體邊緣之用。

最常見的差分型濾波器是利用梯度的方法。對於一個函數 $f(x,y)$ ，

其梯度為：

$$\nabla f = \frac{\partial f}{\partial x} i + \frac{\partial f}{\partial y} j = f_x i + f_y j \quad (2-9)$$

其大小為：

$$|\nabla f| = (f_x^2 + f_y^2)^{1/2} \quad (2-10)$$

對於一個離散型函數 $f(m, n)$ ，類似 (2-10) 式之梯度的大小定義為：

$$|\nabla f| = (f_m^2 + f_n^2)^{1/2} \quad (2-11)$$

其中 f_m 代表 m 的方向上的梯度向量， f_n 則代表 n 方向上的梯度向量。有時為了節省計算量，我們採用 (2-12) 式代替 (2-11) 式。

$$|\nabla f| = |f_m| + |f_n| \quad (2-12)$$

最簡單的離散型梯度表示是相鄰像素灰階度間的差量。例如行方向上的梯度分量為：

$$f_m = f(m, n) - f(m+1, n) \quad (2-13)$$

而列方向上的梯度分量為：

$$f_n = f(m, n) - f(m, n-1) \quad (2-14)$$

以 3x3 遮罩表示，則分別如圖 2-4 的(a)與(b)所示。

$$\begin{array}{cc} \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ -1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \\ \text{(a)} & \text{(b)} \end{array}$$

圖 2-4 實現梯度分量的一個 3x3 遮罩。(a) 行方向；(b)列方向

2-3 邊緣特徵的擷取

在本專題中，我們使用了高斯平滑濾波器、拉普拉辛濾波器、拉普拉辛高斯濾波器及微分濾波器來做邊緣特徵擷取的動作。

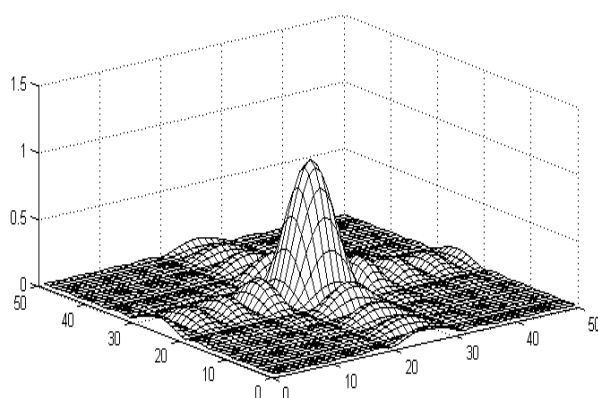
2-3-1 高斯平滑濾波器

高斯平滑濾波器是一個二維的旋積運算(convolution operator)，它是用來除去細部與雜訊的影像，它有點像是平均濾波器(mean filter)，但不同的是它主要形狀是成鐘形狀態(bell-shaped)，因此它對於消除敏感的雜訊是很有用的。高斯平滑濾波器的公式：

$$hg(n_1, n_2) = e^{-(n_1^2 + n_2^2)/(2\sigma^2)} \quad (2-15)$$

$$h(n_1, n_2) = \frac{h_g(n_1 + n_2)}{\sum_{n_1} \sum_{n_2} h_g} \quad (2-16)$$

高斯平滑濾波器的傅立葉頻譜圖：



size = 9, $\sigma = 6.91$

圖 2-5 高斯平滑濾波器的傅立葉頻譜圖

使用高斯平滑濾波器的結果圖：

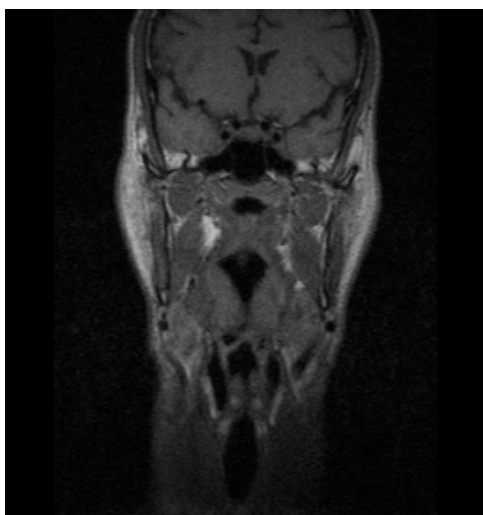


圖 2-6 原始圖

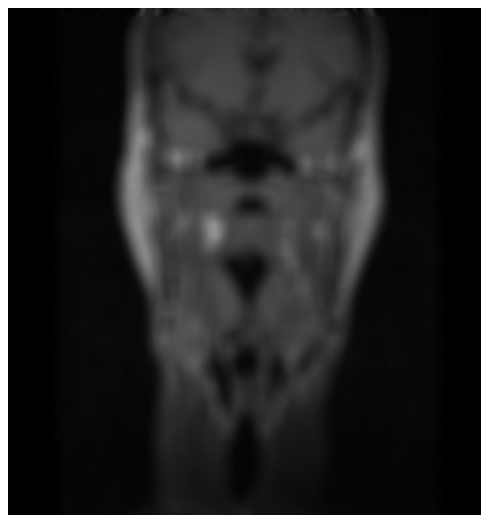


圖 2-7 使用高斯平滑濾波器的結果圖

2-3-2 拉普拉辛濾波器

邊緣強化常用於影像特徵的抽取，將影像簡化到只剩邊緣資訊。拉普拉辛邊緣強化是特殊高級濾波器之一強調影像邊緣高頻的部份，其運算方式，是對點素灰度值採取數值上的二次微分，有點像拉普拉辛運算子的操作，所謂拉普拉辛運算子如下數學式表示：

$$\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} \quad (2-17)$$

$$\nabla^2 \approx \frac{4}{\alpha+1} \begin{bmatrix} \frac{\alpha}{4} & \frac{1-\alpha}{4} & \frac{\alpha}{4} \\ \frac{1-\alpha}{4} & -1 & \frac{1-\alpha}{4} \\ \frac{\alpha}{4} & \frac{1-\alpha}{4} & \frac{\alpha}{4} \end{bmatrix} \quad (2-18)$$

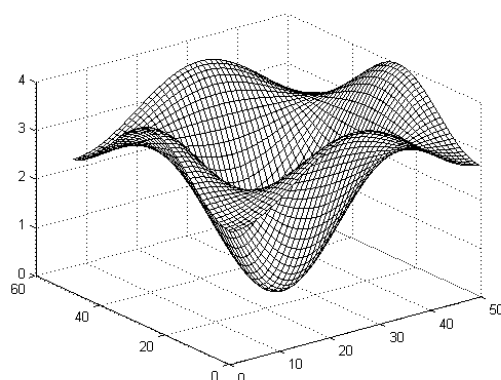
下面是三種常見的拉普拉辛濾波器：

0	1	0
1	-4	1
0	1	0

1	1	1
1	-8	1
1	1	1

-1	2	-1
2	-4	2
-1	2	-1

拉普拉辛濾波器的傅立葉頻譜圖：



$$\alpha=0.5$$

圖 2-8 拉普拉辛濾波器的傅立葉頻譜圖

使用拉普拉辛濾波器的結果圖：

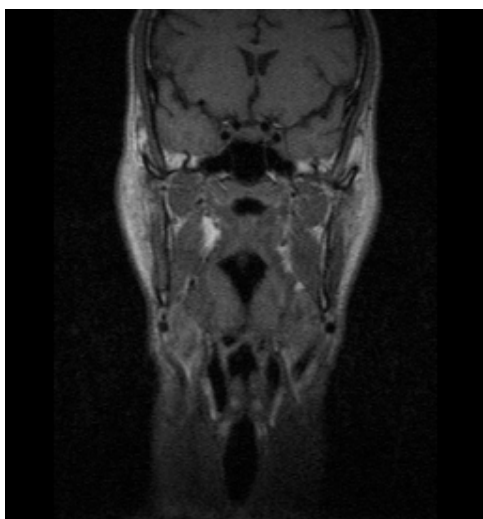


圖 2-9 原始圖

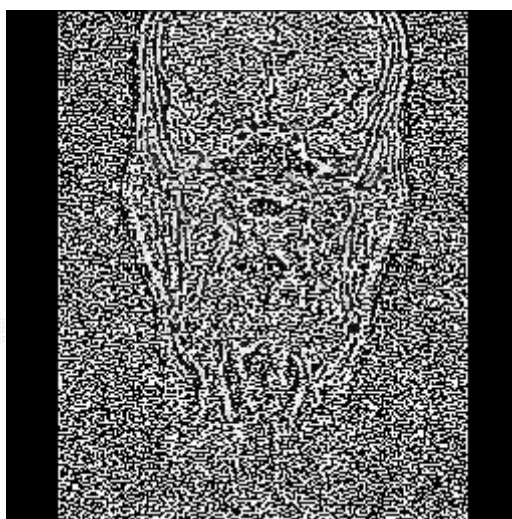


圖 2-10 使用拉普拉辛濾波器的結果圖

2-3-3 拉普拉辛高斯濾波器

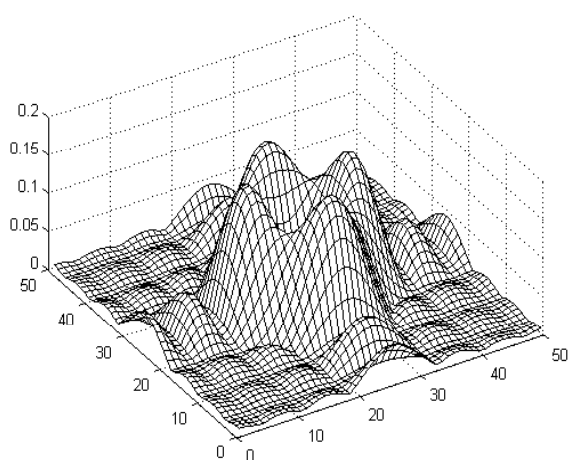
雖然拉普拉辛濾波器可以用來做邊緣檢測，但是它非常容易受到雜訊的影響，因此拉普拉辛高斯濾波就是結合了拉普拉辛濾波器與高斯濾波器，藉由高斯濾波器具有平滑化的功能，再取適當的 sigma 與 size 值，即可得到我們想要的圖形結果。

拉普拉辛高斯濾波的數學式子如下：

$$hg(n_1, n_2) = e^{-(n_1^2 + n_2^2)/(2\sigma^2)} \quad (2-19)$$

$$h(n_1, n_2) = \frac{(n_1^2 + n_2^2 - 2\sigma^2)h_g(n_1 + n_2)}{2\pi\sigma^6 \sum_{n_1} \sum_{n_2} h_g} \quad (2-20)$$

拉普拉辛高斯濾波器的傅立葉頻譜圖：



$\sigma = 2, \text{gsize} = 7$

圖 2-11 拉普拉辛高斯濾波的傅立葉頻譜圖

使用拉普拉辛高斯濾波器的結果圖：

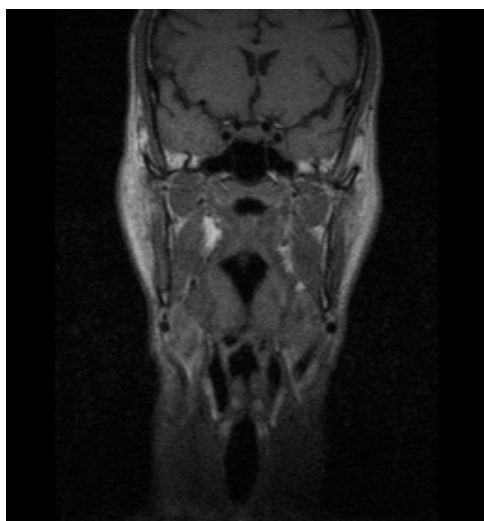


圖 2-12 原始圖

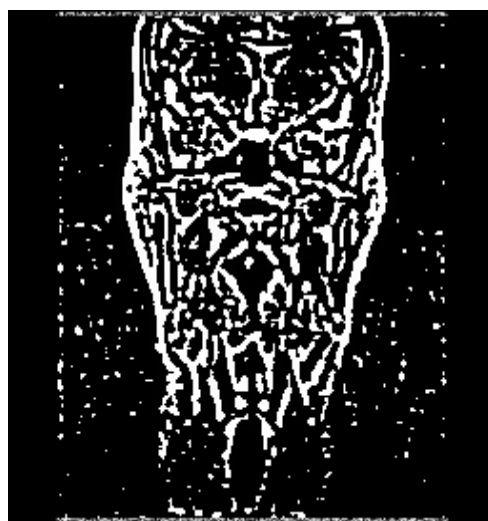


圖 2-13 使用拉普拉辛高斯濾波器的結果圖

2-3-4 微分濾波器

我們在這裡使用微分濾波器來做邊緣抽出，其原理是利用邊緣上色彩有著相當大的梯度之變化，因此我們可以將垂直方向與水平方向做一次微分後，將所要之門檻梯度保留下來做邏輯和，即可得到我們所要的邊緣。

$$\text{垂直方向一次微分：}\frac{\partial f}{\partial i}$$

$$\text{水平方向一次微分：}\frac{\partial f}{\partial j}$$

使用微分濾波器的結果圖：

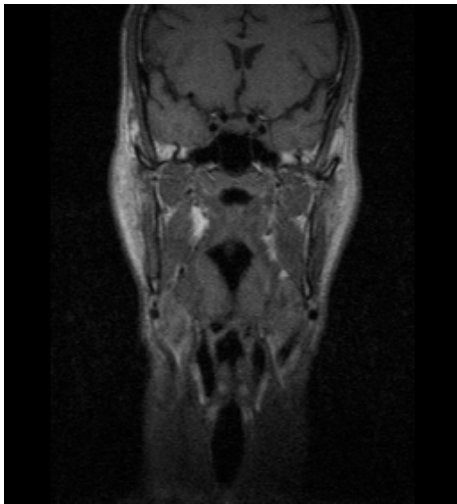


圖 2-14 原始圖

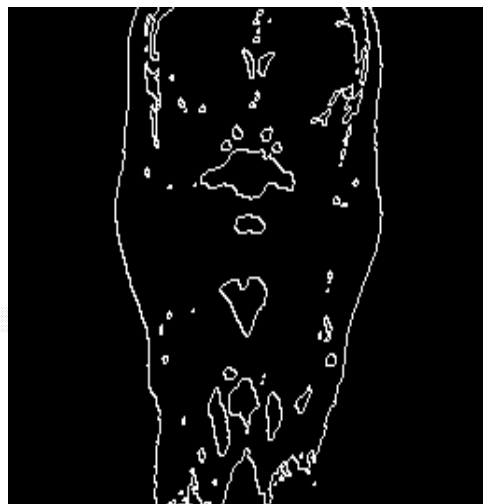


圖 2-15 經過一階微分後的圖

第三章 專題所用之演算法介紹

在本章中，將介紹三維醫學影像重建系統所使用的演算法，主要是以漸近立方體（Marching Cubes Algorithm，MC）演算法及智慧型基因演算法（Intelligence Generic Algorithm，IGA）為基礎，加以改良及應用，進而發展出智慧型漸近立方體演算法。

3-1 相關演算法介紹

本節介紹漸進立方體演算法及智慧型基因演算法之基本概念。

3-1-1 漸進立方體演算法

漸進立方體演算法（Marching Cubes Algorithm，MC）是一種應用很廣泛的由體密度數據重建三維等值面的方法，由 Lorensen 和 Cline 在 1987 年所提出的，處理的對象一般是 CT 或是 MRI 圖像。漸進立方體演算法的主要概念為對所有的立方體單元（cell）逐一的進行處理，將單元頂點處的數值與等值面之值（iso-value）做比較，確定等值面（iso-surface）與該單元的相交情況，透過插值（interpolation）計算交點，並將各交點連成三角形來構成等值面片，所有單元中的三角形集合即可構成整個等值面。漸近立方體演算法的流程如圖 3-1 所示。

對於一個單元來說，給定等值面之值（iso-value）後，單元的每個頂點若不是在等值面（iso-surface）外就是在等值面內，若我們認為頂點的狀態有兩種：外（1）和內（0），頂點狀態就有 2^8 等於 256 種可能的情況。利用立方體的二種對稱性（如圖 3-2 所示）特點，將此問題由 256

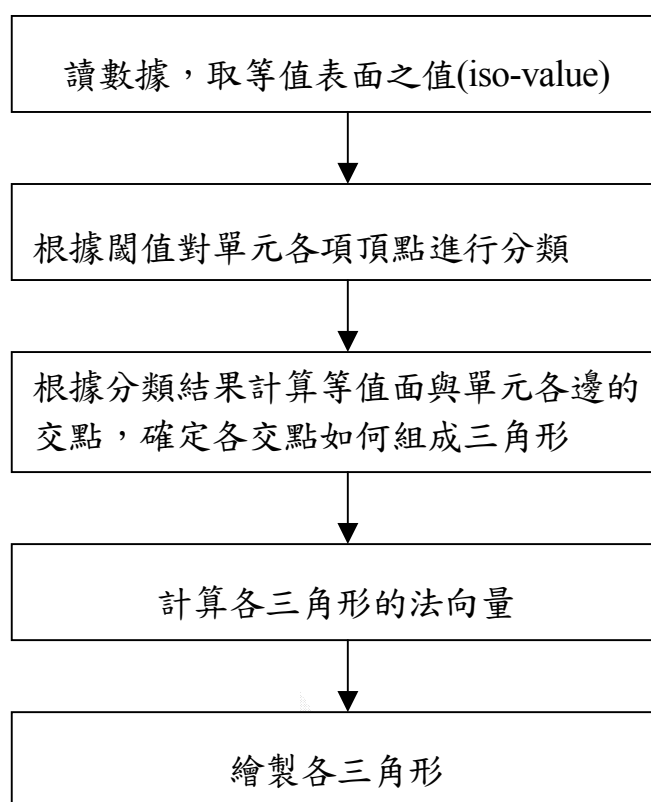


圖 3-1 漸進立方體演算法流程圖

種狀態減化為 15 種狀態。第一種為互補對稱性，即將一個單元的頂點狀態值加以改變，“1”變成“0”，“0”變成“1”，新得到的單元與等值面相交的情況與原來的單元一致，因此，根據此性質，可將單元的模式從 256 種減化到 128 種。第二種為旋轉對稱性，如果某一模式的單元經過旋轉變換後與另一模式的單元一致，即頂點位置與其狀態值相同，則這兩種模式的單元可以合併成一種，根據這種旋轉對稱性，單元模式可以最後歸納為 15 種（如圖 3-3 所示）。

算法檢查每個單元，判斷它的拓撲類型，如果不是第 0 種狀況，則該單元和等值面相交，根據該種情況下對應的三角面片情況，找到相應的邊，利用線性插值的方法求得交點，然後由相應的點構成三角面片。檢查

完所有的單元之後，我們將會得到該種等值面對應的面片集。

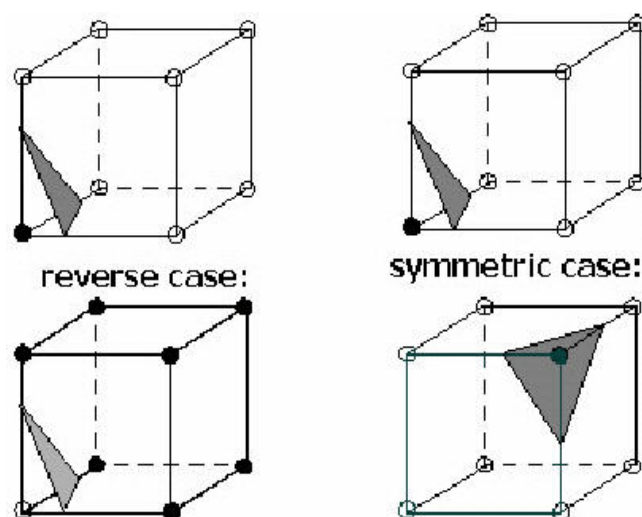


圖 3-2 使用對稱性將 256 種狀態簡化為 15 種狀態示意圖

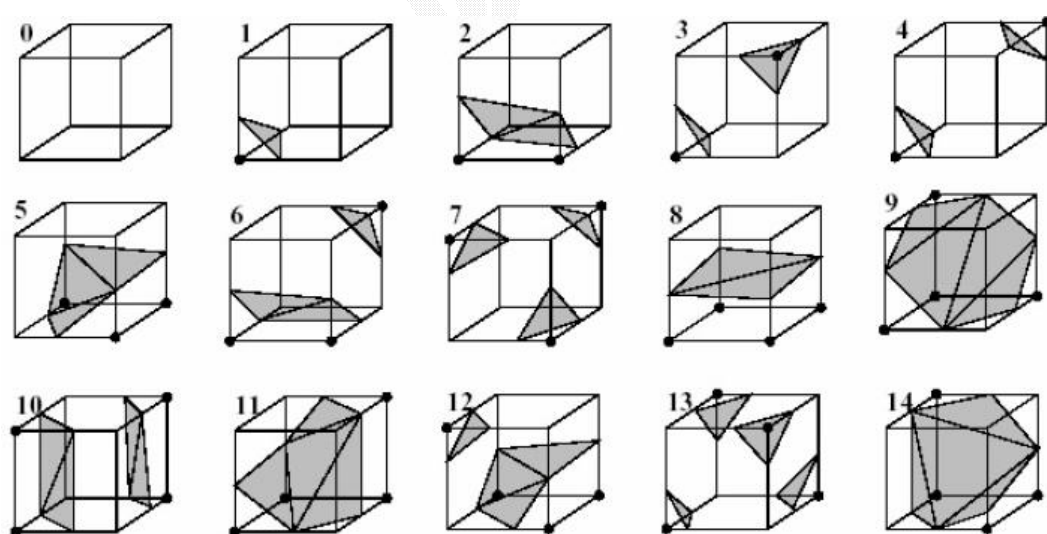


圖 3-3 15 種單元模式圖

3-1-2 智慧型基因演算法

智慧型基因演算法 (Intelligence Generic Algorithm, IGA) 是由何信瑩博士所發展出的，其主要特色為融合了基因演算法與直交表實驗這兩種截

然不同的最佳化機制，擷取了這兩種演算法的優點並補足了對方的缺點，是一種完美且緊密的結合。基因演算法能對定義的解空間進行大量的搜尋，但在解空間太大及參數過多的情況下，將會使得基因演算法過早收斂至一組的最佳解中。而直交表在實驗前必須由人為決定各因素在不同水準中所對應的數值，且在大多數的問題中，各因素間有交互作用，使得直交表無法在一次的計算過程中找到全域的最佳解。智慧型基因演算法利用了基因演算法中的演化觀念及編碼方式，補足了直交表實驗無法自動產生各因素對應值的缺點，而直交表實驗的系統化推理，可大大提升基因演算法在交配運算時搜查最佳解的效率。智慧型基因演算法具有強大的搜尋全域的能力，對大量參數最佳化問題提供了最佳解。

3-1-2-1 基因演算法

基因演算法 (Generic Algorithm, GA) 是由美國密西根大學的 J. H. Holland 教授於 1975 年所提出的。基因演算法是取自於大自然的一種演算法，其基本精神在於仿效生物界中物競天擇，不適者優勝劣敗的自然進化法則，以尋找出問題的最佳解。根據達爾文所提出的“適者生存”觀念，對環境適應度較高的品種其生存的機會越高，而達成這種演化的關鍵在於基因的複製 (Reproduction)、交配 (Crossover) 和突變 (Mutation) 三種特徵。基於仿效此種演化的法則，基因演算法透過編碼技術將所有的可能解都轉換成染色體，再依據求解的條件來設計適應函數 (Fitness Function)。因此，大量的基因經由複製、交配和突變等演化過程，不斷地產生出新的基因，且淘汰掉不良不具優勢的基因，經歷數代的篩選淘汰，最後演化出一組讓適應函數達到最佳化的解。

基因演算法在最佳化的過程中扮演最重要的關鍵為，染色體的編碼方式與其對應的適應度評估函數。選擇適當的編碼方式，可以大大地提升計算的效率，而評估函數的目的是對一組經過編碼的可能解加以評分，而評分的依據乃是根據所處理的問題所訂定之。基因演算法的流程如圖 3-4 所示，底下則對基因演算法之各種運算做進一步的解說。

(1) 複製運算

在此可引用達爾文的「物競天擇說」解釋世上各生物可繁衍至今，皆因不斷地演化進步而達成的。在基因演算法中，複製是依據每一物種的適應程度來決定其在下一個子代中應被淘汰或複製的個體多寡的一種運算過程。保留適應度較高的染色體，並在下一代中被大量地複製，而適應度較差的染色體則在下一代中被淘汰掉，其中適應程式的量測是由適應函數來反應。

(2) 交配運算

基因演算法使用大量的可能解在解空間中平行搜尋，交配運算的主要功能為能夠在平行搜尋的過程中彼此交換資訊。在染色體交配的過程中，父代透過交換彼此的資訊，期望能產生出新一代的染色體的適應度更加優秀。

(3) 突變運算

突變運算在基因演算法中所扮演的角色，為帶領整體的演化跳躍至不同的值域中重新做搜尋，以免陷入區域的最佳解中。因此，加上突變運算後，便可確保基因演算法演化的過程中，空間中的所有可能解都有被搜尋到的

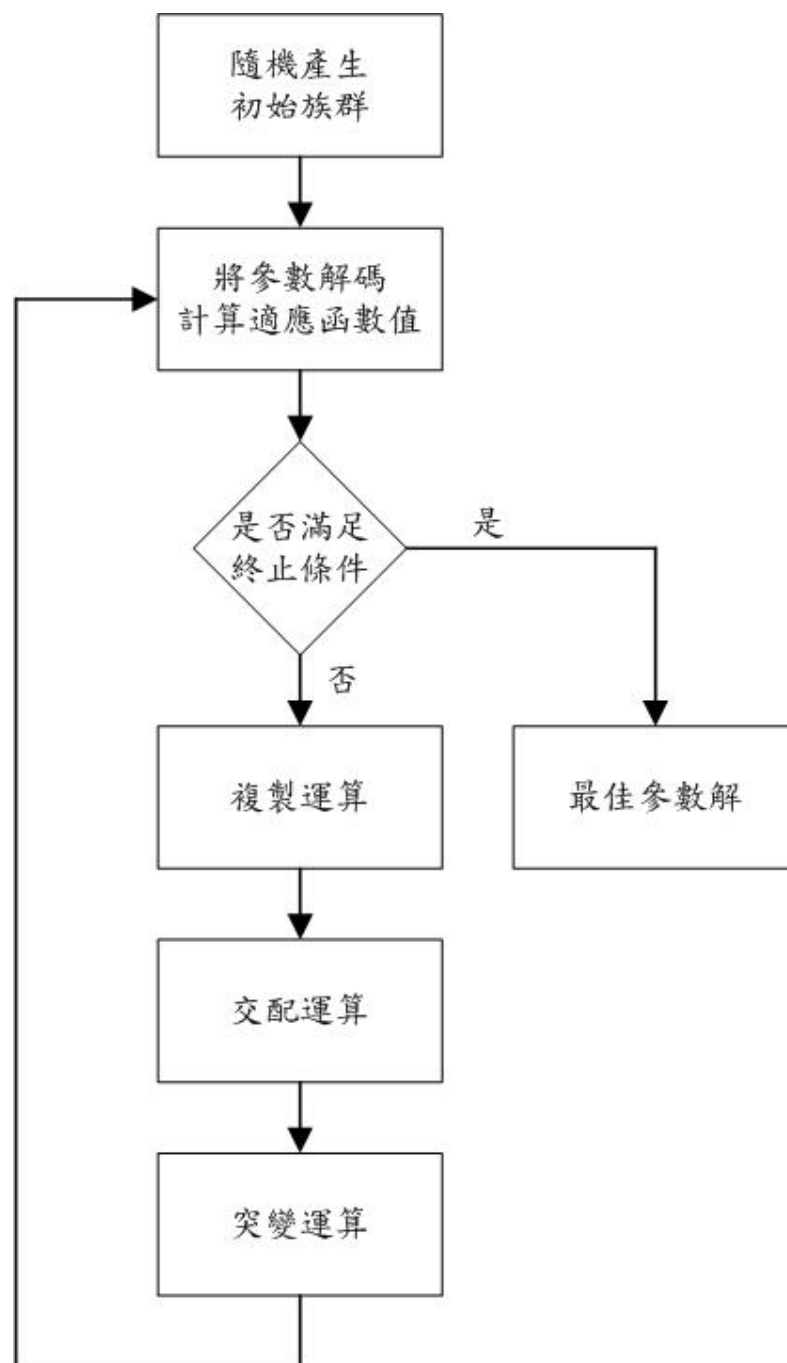


圖 3-4 基因演算法之流程圖

機會。在基因演算法的設定參數上，突變運算發生的機率通常都設得相當地低，此小小的突變對於單一個體往往會造成傷害，但對於整個族群的演化上，卻是一種非常重要的助益。

3-1-2-2 直交因素實驗

直交表（Orthogonal Array，OA）最主要的使用目的為在於利用很少的實驗去求得所要得到之目的或結果。假設有 N 個兩水準的因素，則所有可能的組合為 2^N ，2 個因素正交所產生的 4 對實驗分別是 $(1,1)$ 、 $(1,2)$ 、 $(2,1)$ 、 $(2,2)$ ，當實驗中的任 2 個因素正交，則此集合就稱為直交。為了要建立一個具有 N 個兩水準因素的直交表，必須先取一個整數值 $\omega = 2^{\lceil \log(N+1) \rceil}$ ，才能建立出有 ω 列和 $(\omega-1)$ 行的直交表記作 $L_\omega(2^{\omega-1})$ ，然後再取其中的前 N 行利用即可。因素分析能估算出在評估函式中各個因素的影響性，對具影響的因素進行排名，進而決定出每個因素的最佳水準使整體評估最佳化。

在此舉例說明，一個直交表實驗對一個因素分析的次數是 ω ，設 y_t 是實驗編號 t 的一個正的評估函式值，定義水準 k 、因素 j 的主效果 S_{jk} ，如下方程式 (3-1)：

$$S_{jk} = \sum_{t=1}^{\omega} y_t \quad [\text{實驗編號 } t \text{ 之因子 } j \text{ 的水準為 } k] \quad (3-1)$$

$$\text{其中，判斷條件} = \begin{cases} 1, \text{假如判斷條件為真} \\ 0, \text{否則} \end{cases}$$

$$\text{其中，} Y_t = \begin{cases} y_t, \text{假如適應函數的目標取向為望大} \\ 1/y_t, \text{假如適應函數的目標取向為望小} \end{cases}$$

主效果是指一個因素的個別影響，最具影響性的因素 j 會有最大的主效果差（MED） $|S_{j1} - S_{j2}|$ 。若 $S_{j1} > S_{j2}$ ，則表示因素 j 的水準 1 在最佳化函式中的貢獻度比水準 2 高；反之，若 $S_{j2} > S_{j1}$ ，則表示因素 j 的水準 2 在最佳化函式中的貢獻度比水準 1 高。

表 一	因 素							適應函數值 $y_t(E2)$
	實驗編號	1	2	3	4	5	6	
	1	1	1	1	1	1	1	
	2	1	1	1	2	2	2	
	3	1	2	2	1	1	2	
	4	1	2	2	2	2	1	
	5	2	1	2	1	2	1	
	6	2	1	2	2	1	2	
	7	2	2	1	1	2	2	
	8	2	2	1	2	1	1	

3-1
個 $L_8(2^7)$ 的直交表

3-1-2-3 智慧型交配

假設選出一對染色體 $p1$ 和 $p2$ ，都含有 N 個經過編碼的參數，其智慧型交配運算的步驟如下所示：

步驟一：選定使用直交表 $L_{\omega}(2^{\omega-1})$ 最前面 N 列，其中 $\omega=2^{\lceil \log(N+1) \rceil}$ 。

步驟二：令因素 j 中的水準 1 與水準 2 分別表示參數來自於父代 $p1$ 和 $p2$ 的第 j 個參數。

步驟三：進行直交表實驗，計算出主效果 S_{jk} ，其中 $j=1,2,3,\dots,N$ 與 $K=1,2$ 。

步驟四：若 $S_{j1} > S_{j2}$ ，在望大問題中，因素 j 選用水準 1，在望小問題中，則選用水準 2；反之，若 $S_{j2} > S_{j1}$ ，在望大問題中，因素 j 選用水準 2，在望小問題中，則選用水準 1。

步驟五：經由主效果分析後之最好變數組合視為子帶個體 C_1 。

步驟六：在所有的 ω 實驗中，找出適應函數值最大者作為子代個體 C_2 。

步驟七：完成智慧型交配的動作。

實驗編號	因 素							適應函數值 $y_t(E2)$
	1	2	3	4	5	6	7	
1	1	1	1	1	1	1	1	y_1
2	1	1	1	2	2	2	2	y_2
3	1	2	2	1	1	2	2	y_3
4	1	2	2	2	2	1	1	y_4
5	2	1	2	1	2	1	2	y_5
6	2	1	2	2	1	2	1	y_6
7	2	2	1	1	2	2	1	y_7
8	2	2	1	2	1	1	2	y_8
S_{j1}	S_{11}	S_{21}	S_{31}	S_{41}	S_{51}	S_{61}	S_{71}	
S_{j2}	S_{12}	S_{22}	S_{32}	S_{42}	S_{52}	S_{62}	S_{72}	

表 3-2 $L_8(2^7)$ 的直交表和其因素分析

3-2 智慧型漸近立方體演算法

智慧型漸近立方體演算法為漸近立方體演算法及智慧型基因演算法之融合。先使用漸進立方體演算法來建構出幾何模型，但漸進立方體演算法會對單元中的每一個單元進行處理，包括空的單元，及有可能會產生太多的三角型，造成了處理上之不易，且漸近立方體演算法其等值面與單元邊界的交點基於線性插值，在插值過程中極容易產生錯誤。因此，我們透過智慧型基因演算法的演化觀念、編碼方式及系統化推理等優點，針對漸近立方體演算法不足的地方來加以改良，我們使用智慧型基因演算法來對每個單元上八個頂點的值進行調整，使其每一個單元所產生的三角形都能與其內部包含點的位置能達到最適的距離，進而使整個網面貼近物體表面，來達到最佳化，其詳細過程將在本節中加以說明。

3-2-1 改良式漸進立方體演算法

有許多的演算法可以用來重建三維等值面 (iso-surface)，漸進立方體演算法 (Marching Cubes Algorithm) 就是其中之一。在過去數十年間，漸進立方體演算法是一種應用很廣泛的由體密度數據重建三維等值面的方法。近年來，有許多的科學家陸續提出他們在漸進演算法上的研究，藉由減化三角型的產生數量，降低錯誤和重覆的發生，來讓漸進演算法在重建三維等值面的表現上更趨完美。但經由我們的研究認為漸進立方體其最大的問題是在於等值面之值 (iso-value)，因漸進立方體使用等值面之值來插值三角型的頂點，在這插值的過程中有可能會產生若干的錯誤並影響到最終的結果。基於此觀點，我們提出了一種新的方法來產生三角型。我們不使用傳統漸進立方體演算法使用等值面之值的方法，我們定義每個點都有其自己的值，並可對此點的值進行最佳化的調整，最後經由值所產生的表面將會擁有到內部點的最短距離。我們使用智慧型基因演算法來對每個單元 (cell) 進行平行化的處理，如最後結果所呈現的，我們所產生的三角型其從點到表面的垂直距離皆是最短的，並盡可能地減少錯誤發生的機會。

3-2-1-1 對單元頂點進行分類

考慮一個單元 (如圖 3-5 所示) 其擁有八個頂點，其中四個頂點來自 slice k ，而另外四個頂點來自 slice $k+1$ 。

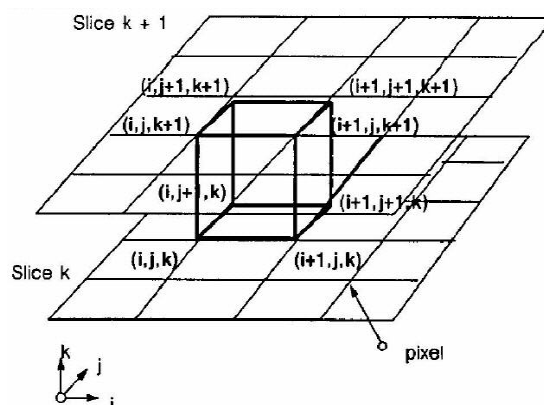


圖 3-5 立方體單位示意圖

在傳統的漸進立方體演算法中，為了要找到此單元表面中的相交，需先判斷每一頂點的資料值，經過和等值面之值（iso-value）比較後，若頂點上的資料值大於或等於等值面之值的話，則定義該頂點位於等值面（iso-surface）之外，記為“0”；反之，若頂點上的資料值小於等值面之值的話，則定義該頂點位於等值面之內，記為“1”。

在此，我們重新設計了一個對單元各頂點進行分類的方法。我們將所有的單元每一層每一層的切開，我們的邊是不指定任何內外點的，它的內外點是由它周圍的單元來決定。首先，我們定義每個單元都擁有內部點，稱其為邊（edge），並指定所有的單元點都是外部狀態（outside）。接著在的非邊的單元都往同一個方向進行搜尋（向左、向右、向上或向下），如果它通過為邊的單元奇數次的話，則定義此單元的八個點都為內部狀態（inside state）（如果其搜尋動作連續通過好幾個單元單元，通過次數都算為一次，由圖 3-6 舉例說明，在圖中 C22 向右方做搜尋，並連續經過了 C23 及 C24，但通過次數仍算為一次）。

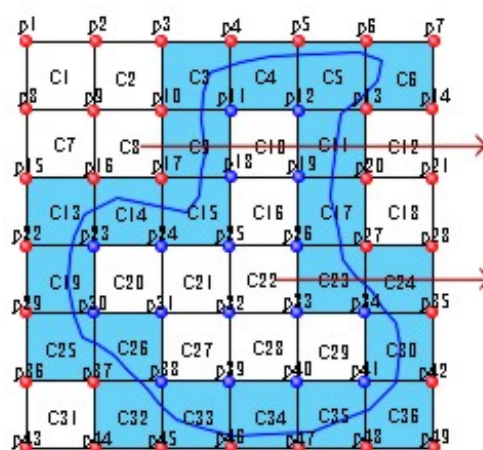


圖 3-6 掃瞄線演算法搜尋圖

3-2-1-2 建立索引表及邊的陳列

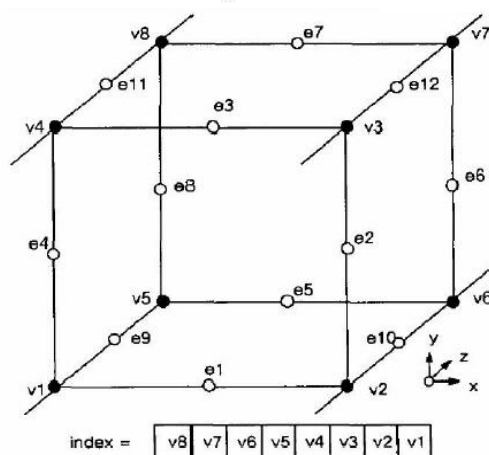


圖 3-7 索引表示意圖

我們使用二元標記來建立一個索引表（如圖 3-7 所示），此索引表是代表由單元中每一頂點的位元所建立的，故此索引表具有八個位元。此索引表如同是一個指向 edge table 的指標，經由 edge table 可查出此單元交點的情況。利用此索引表告知在表面中的那一個邊該被交錯，我們就可沿著這個邊去插值此表面的交點。

每一個單元具有八個頂點，及二種狀態，inside 和 outside，所以共有

$2^8 = 256$ 種組合模式。將這 256 種組合模式都予以編號，可建立一個表格來查詢表面其邊的交點，此表格包含了每一種組合模式中邊的交錯情況。

將 256 種狀態做三角化是有可能的，但其處理過程可能過於繁複導致錯誤發生的機率增高，因此可利用立方體的二種對稱性特點，將此問題由 256 種狀態減化為 15 種狀態。第一種為互補對稱性，即將一個單元的頂點狀態值加以改變，“1”變成“0”，“0”變成“1”，新得到的單元與等值面相交的情況與原來的單元一致，因此，根據此性質，可將單元的模式從 256 種減化到 128 種。第二種為旋轉對稱性，如果某一模式的單元經過旋轉變換後與另一模式的單元一致，即頂點位置與其狀態值相同，則這兩種模式的單元可以合併成一種，根據這種旋轉對稱性，單元模式可以最後歸納為 15 種。

3-2-1-3 插值三角型頂點

如果我們知道在二點 p_1 和 p_2 的位能，而且我們知道它在 p_1 和 p_2 之間線性改變。也就是說，位能在 p_1 和 p_2 間統一增量的增加，我們可用線性插值來找到表面和單元邊的交點（注意，我們的位能方程式 $1/r^2$ 在空間中不會線性改變）。如果我們所插值的兩個點十分地接近在一起，那它將不會是一個壞的近似值。事實上，如果我們所插值的點距離過遠的話，那代表單元將是如此的大，導致多邊型將會變得難以控制。如前面所說的，此近似值的精確度會和位能方程式在二點空間中的改變有關。讓我們來看一個圖， $y=1/x^2$ ，當 x 越大，它的線性改變為：

$$*-----|-----* \quad (3-2)$$

$$p1 \quad S \quad p2$$

在座標中的我們想要找的表面位能標記為 S，稱此交點的座標為 Sp，此座標的位能為 Sv。稱在 p1 上的位能為 v1，在 p2 上的點為 v2，我們希望此線性改變是介於 p1 和 p2 之間，所以，此位能隨著一個明確的數量改變，稱此為 P：

$$P = \frac{p2 - p1}{v2 - v1} \quad (3-3)$$

我們知道 S 的位能 (MinPotential)，我們想要找到遠離 p1 的單位數字，此為：P* (Sv-v1)。最後，我們找到實際上的點，此為 p1 + P * Sv，將此展開我們可得到：

$$Sp = p1 + \frac{(p2 - p1) * (Sv - v1)}{v2 - v1} \quad (3-4)$$

3-2-1-4 計算三角形的法向量

漸進立方體演算法的最後一個步驟為計算各三角形的法向量 (Normals)。由於函數 F(x,y,z) 的梯度垂直於等值面，因此數據場 F 在等值點 P 的梯度可作為 P 點處的法向量，三角形頂點處的法向量可由單元頂點處的梯度通過插值進行計算，其計算公式為：

$$G_x(i, j, k) = \frac{F(i+1, j, k) - F(i-1, j, k)}{\Delta x} \quad (3-5)$$

$$G_y(i, j, k) = \frac{F(i, j+1, k) - F(i, j-1, k)}{\Delta y} \quad (3-6)$$

$$G_z(i, j, k) = \frac{F(i, j, k+1) - F(i, j, k-1)}{\Delta z} \quad (3-7)$$

3-2-2 評估函數

我們的目的在於透過智慧型基因演算法來調整每個單元上那八個頂點的值，使其每一個單元所產生的三角形都能與其內部包含點的位置能達到最適的距離。進而使整個網面貼近物體表面，來達到最佳化（注意，我們並不是要改變單元的位置，單元的位置在系統一開始切割時，就已經決定了單元的數目與每一個單元它的位置）。

給一個最佳化的問題

$$\text{Fitness} = \text{Min} \sum e \text{---} \textcircled{1}$$

$$e = \sum d \quad (d: \text{內部點與三角型表面法向量的垂直距離})$$

設三角形三點分別為 A 、 O 、 B ， $OA = \langle a_1, a_2, a_3 \rangle$ ， $OB = \langle b_1, b_2, b_3 \rangle$ 則三角形的法向量 $N \langle n_1, n_2, n_3 \rangle$ 為： $\langle a_2 b_3 - a_3 b_2, a_3 b_1 - a_1 b_3, a_1 b_2 - a_2 b_1 \rangle$ ，另外我們可以知道空間內一點 $v = (x_0, y_0, z_0)$ ，通過點 p ，法向量為 N 的平面方程式為 $n_1(x - x_0) + n_2(y - y_0) + n_3(z - z_0) = 0$ 。經過整理之後，則我們可以得到點 p 至平面 $ax + by + cz + d = 0$ 之距離為：

$$\frac{|ax_1 + by_1 + cz_1 + d|}{\sqrt{a^2 + b^2 + c^2}} \quad (3-8)$$

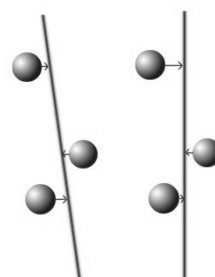
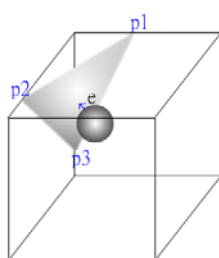
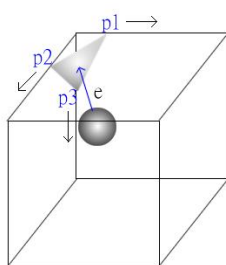


圖 3-8 三角貼片的移動方式

圖 3-9 兩種不同的分割方式

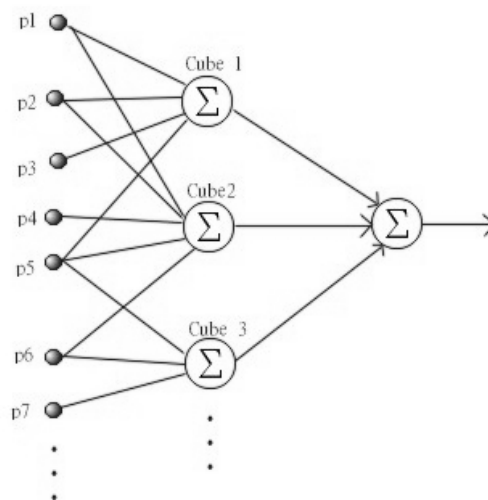


圖 3-10 整個網路關係的模型

圖 3-10 為整個網路關係的模型，透過每個單元中輸入點的所在位置，我們可以使用平行處理的方式，來讓每一個輸入點都可以被智慧型基因演算法所個別處理。由於每個點的改變都可能對已連接單元的最佳化產生影響，這些影響可能只會對某一個單元進行區域最佳化，且其可能會使得整個系統的最佳化往下掉。所以我們在進行智慧型基因演算法前，先分配給每一個點都有權重，電腦在每一次處理過程中，可以漸續的方式調整每個神經元中的權重值，直到此值符合電腦的所需。

$v := \text{Cube 上一頂點的值};$

$w := \text{Cube 上一頂點的 weight}$

$fl := \text{尚未調整之前的 fitness};$

$v := v * w; // \text{做調整}$

```
f2 := 調整之後的 fitness;  
if f1 < f2 then  
begin  
    v := 調整之前 v;  
    if w <= 1 then  
        w := (1+w)/2    // 將 weight 放大  
    else  
        w := w + (1-w)/2;    // 將 weight 縮小  
    w := 1/w; //取倒數  
End
```

3-2-3 直交表介紹

直交的意思是平衡且不混合(Orthogonal mean being balanced and not mixed)，也就是統計上的獨立(statistically independence)，意思就是在直交表的每一欄中，各水準(level)出現的次數是相同的。假設有 N 個 2 個 level(or treatments)的因素，若以暴力窮舉法直接找出最佳參數組合，則共需要做 2^N 個實驗。但若以設計好的直交進行實驗，就可以簡少實驗的次數，來進行因素分析，因此單一因素分析的 OA 實驗大小，就只有 $O(N)$ 而已。“同一時間內的一個因素(One-factor-at-a-time)”。2 個因素正交便產生 4 對實驗分別是 (1,1), (1,2), (2,1), 和 (2,2)，以此類推。實驗中集中的任何兩個因素正交，則此集合就稱做直交。要建立一個具有 N 個 2 個 level 因素的 OA 表，必須先取一個整數值 $\omega = 2^{\lceil \log_2 (N+1) \rceil}$ ，才能建立一個有 ω 列 和 $(\omega-1)$ 行的直交表，記作 $L_\omega(2^{\omega-1})$ ，然後我們再取用其中 N 行利用即可，例如表

一顯示了一個 $L_{16}(2^{15})$ 的直交表，在這裡我們分別以 level 1 和 level 2 來表示基因來至於父母 1 和父母 2。

在適當的實驗結果報告表格出來後，所有資料的整合是用因素分析 (factor analysis) 來進行分析，來判斷相關有效的變化因素的 levels，設 y_t 表示第 t 次實驗的適應函數值，定義一個第 j 因數用 level k 的主效果 S_{jk} 其中 $j=1, \dots, N$ 且 $k=1, 2$;

$$S_{jk} = \sum_{t=1}^{\omega} y_t F_k$$

有效的顯示一個因素各別的效果，其中 F_t 為一個旗標值，若第 t 次實驗中第 j 個因素選用 level k ，則 F_k 為 1；反之則 F_k 為 0。若適應函數期望為大，則較大的主效果值表示對適應函數具有較佳的貢獻度；反之若適應函數望小，則主效果值小者貢獻度較佳。在表 3-3 中秀出了 OAX 一個簡單的實際範例。

在我們專題中，單元上八個頂點的值都是以單精度浮點數來表示，我們經由直交表上的 1,2 來分別挑選父母 1 和父母 2，被挑中的就以他新的值來代表（實驗結果如表 3-3）。

步驟一：建立一個 $L_{16}(2^{15})$ 直交表

步驟二：分別計算每次實驗評估函數 y_t 值，其中 $t=1, 2, \dots, n$.

步驟三：分別計算主效果 S_{jk} ，其中 $j=1, 2, \dots, 16$ 且 $k=1, 2$

步驟四：決定出每一個項最佳的水準。若 $S_{j1} > S_{j2}$ ，則選定第 j_{th} 項的水準是 1。否則就選 2

步驟五：第一個孩子的染色體形成來自於其父母較佳區段的最佳組合

步驟六：排出最具影響性的因素從名次 1 到 M 。最大的 MED 就是指最高

的名次。

步驟七：第二個孩子的染色體形成大致上是類似第一個孩子的，差別只是在於其最低名次的區段水準是取另一個水準。

Factors																
Exp.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	Yt (error)
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	31.9041
2	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2	32.1863
3	1	1	1	2	2	2	2	1	1	1	1	2	2	2	2	31.7286
4	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2	1	1	1	1	32.0248
5	1	2	2	1	1	2	2	1	1	2	2	1	1	2	2	31.6515
6	1	2	2	1	1	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1	32.2503
7	1	2	2	2	2	1	1	1	1	2	2	2	2	1	1	31.8139
8	1	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1	1	1	2	2	32.4256
9	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	31.9442
10	2	1	1	1	2	1	2	2	1	2	1	2	1	2	1	31.8644
11	2	1	2	2	1	2	1	1	2	1	2	2	1	2	1	32.0542
12	2	1	2	2	1	2	1	2	1	2	1	1	2	1	2	31.9885
13	2	1	1	1	2	2	1	1	2	2	1	1	2	2	1	32.3534
14	2	1	1	1	2	2	1	2	1	1	2	2	1	1	2	31.5171
15	2	1	1	2	1	1	2	1	2	2	1	2	1	1	2	32.3385
16	2	1	1	2	1	1	2	2	1	1	2	1	2	2	1	31.4072
S _{j1}	-	-	-	-	255.67	255.77	256.24	255.67	253.87	255.23	256.74	255.69	-	-	-	-
S _{j2}	-	-	-	-	255.67	255.56	255.09	255.66	257.46	256.11	254.59	255.64	-	-	-	-
MED	-	-	-	-	0	0.21	1.15	0.01	3.59	0.88	2.15	0.05	-	-	-	-
C ₁	-	-	-	-	1	2	2	2	1	1	2	2	-	-	-	31.374
C ₂	-	-	-	-	1	2	2	2	1	1	2	1	-	-	-	31.381

表 3-3 本專題所產生之直交表結果

3-2-4 演算法的運作細節

在本節中，我們將說明本專題之智慧型漸近立方體演算法的細節步驟，詳細步驟如下：

步驟一：取得二維聲道 MRI 的原始圖片，在各張圖片中找出我們所要的

邊緣。

步驟二：將抽出的邊緣資料放入三維空間中，以等量的單元進行均勻分割。

步驟三：考慮一個單元，並對此單元的頂點進行分類，使用掃描線演算法來定出每個單元的內外點，如此反覆在每個單元中進行。

步驟四：經由減化後的 15 種形態所建立一個索引表，來查出此單元交點的情況，與三角形的位置。

步驟五：用內插法來插值三角形的頂點位置，並繪製出各三角形。

步驟六：計算各三角型的法向量，與各點與三角形平面之距離

步驟七：透過單元中輸入點的所在位置，藉由智慧型基因演算法的調整單元上的八個頂點值，使得每一個單元所產生的三角形都能與其內部包含點的位置達到最適的距離。此方式可以使用平行處理的方式讓每個輸入點都可經由智慧型基因演算法分別的加以處理。

步驟八：分配給每個點都有權重，在每次的處理過程中，以漸進的方式對每個神經元的權重值進行調整，直到此值符合電腦所需。

步驟九：計算三角形的法向量後，繪製表面陰影。

步驟十：重複步驟 五 到 九。調整完後，整個網面會貼近物體的表面，達到最佳化的結果。

第四章 聲道重建

4-1 影像幾何

在本節中，我們將討論幾種在影像中的重要轉換，及討論些立體影像問題。

4-1-1 一些基本的轉換

這節所要討論的是對一些問題導出統一的表示法，包括了影像旋轉、改變比例及平移。所有的轉換都表示成了一個三度的笛卡兒座標系統，座標上的一點記為 (X, Y, Z) 。牽涉到二維影像的部分以小寫字母 (x, y) 來表示影像點的座標，一點的體座標一般記為 (X, Y, Z) 。

4-1-1-1 平移

假設要把座標為 (X, Y, Z) 的一點透過位移 (X_0, Y_0, Z_0) 平移到一個新的位置，這個過程可以用下列的式子實現。

$$X^* = X + X_0$$

$$Y^* = Y + Y_0$$

$$(4-1)$$

$$Z^* = Z + Z_0$$

在 (4-1) 式中， (X^*, Y^*, Z^*) 是新的座標。或用矩陣表示成：

$$\begin{bmatrix} X^* \\ Y^* \\ Z^* \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & X_0 \\ 0 & 1 & 0 & Y_0 \\ 0 & 0 & 1 & Z_0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4-2)$$

把幾個轉換串聯在一起產生一個複雜的轉換常常很有用，比如先平移，再縮放，最後旋轉。方陣的使用可以大大簡化此過程的符號表示。為此，(4-2) 式可以寫成 (4-3) 式。

$$\begin{bmatrix} X^* \\ Y^* \\ Z^* \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & X_0 \\ 0 & 1 & 0 & Y_0 \\ 0 & 1 & 1 & Z_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4-3)$$

從 X^*, Y^*, Z^* 的結果看來，(4-2) 式和 (4-3) 式是等價的。

在本節中，使用統一的矩陣表示：

$$V^* = AV$$

(4-4)

其中 A 是一個 4×4 的轉換矩陣， v 是包含原始座標的行向量

$$V = \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4-5)$$

v^* 是一個行向量，其元素是轉換後的座標

$$V^* = \begin{bmatrix} X^* \\ Y^* \\ Z^* \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4-6)$$

使用這種表示方法，其平移矩陣為：

$$T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & X_0 \\ 0 & 1 & 0 & Y_0 \\ 0 & 0 & 1 & Z_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4-7)$$

用 (4-4) 式來完成平移過程，因此

$$V^* = TV \quad (4-8)$$

4-1-1-2 改變比例

沿 X, Y, Z 軸進行比例為 S_x, S_y, S_z 的改變比例，其轉換矩陣為：

$$S = \begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & S_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4-9)$$

4-1-1-3 旋轉

三維旋轉的轉換就其本身而言，比前面討論過的轉換都更複雜。這類轉換最簡單的形式是一點圍繞座標軸進行旋轉。空間中任一點繞另外一點的旋轉要經過三次轉換，首先，把這個點平移到原點，其次進行旋轉，最後再把這個點平移到原來的位置。

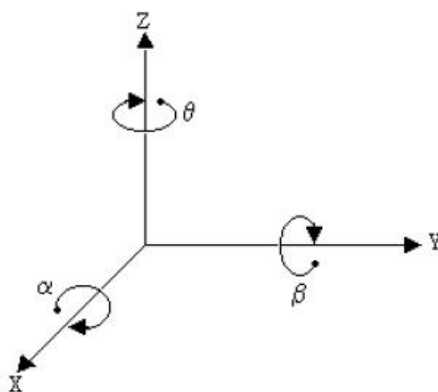


圖 4-1 每個座標軸的旋轉

見圖 4-1，一點繞 Z 軸旋轉 θ 角，可用下列轉換得到：

$$R_{\theta} = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta & 0 & 0 \\ -\sin\theta & \cos\theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4-10)$$

旋轉角度 θ 是從正 Z 軸上一點向原點望去，按順時針方向測量的。這個轉換只影響 X 和 Y 座標的值。

繞 X 軸旋轉 α 角使用下面的轉換：

$$R_{\alpha} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & \sin\alpha & 0 \\ 0 & -\sin\alpha & \cos\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4-11)$$

最後，一點繞 Y 軸旋轉 β 角可用下面的轉換獲得：

$$R_{\beta} = \begin{bmatrix} \cos\beta & 0 & -\sin\beta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin\beta & 0 & \cos\beta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4-12)$$

4-1-1-4 結合及反轉換

上述幾個轉換的應用可用一個 4 x 4 的轉換矩陣來表示。例如，點 V 的平移、改變比例和繞 Z 軸的旋轉可用 (4-13) 式表示：

$$V^* = R_{\theta}(S(Tv)) = Av \quad (4-13)$$

式中 A 是一個 4 x 4 矩陣， $A=RST$ 。由於這些矩陣不能互換，因此在應用中，次序很重要。

雖然到目前為止的討論都限於一個點的轉換，但同樣的方法可推廣到一個轉換式對 m 個點同時進行轉換。參見式 4-5，令 $v_1, v_2, \dots, v_m$ 代表 m 個點的座標，對以這些行向量作為行 $4 \times m$ 矩陣 V 來說，所有這些點同時使用 4×4 的轉換矩陣 A 進行轉換：

$$V^* = AV \quad (4-14)$$

所得結果 v^* 是 $4 \times m$ 矩陣，其 i 行 v_i^* 包含對應 v_i 轉換後的點座標。

上面討論的許多轉換存在執行反向轉換的反矩陣，並可以透過觀察而求得。例如，逆平移矩陣為：

$$T^{-1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -X_0 \\ 0 & 1 & 0 & -Y_0 \\ 0 & 0 & 1 & -Z_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4-15)$$

類似地，反旋轉矩陣 R_θ^{-1} 為：

$$R_\theta^{-1} = \begin{bmatrix} \cos(-\theta) & \sin(-\theta) & 0 & 0 \\ -\sin(-\theta) & \cos(-\theta) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4-16)$$

更複雜的轉換矩陣通常要借助數值技術來獲得。

4-1-2 透視轉換

透視轉換（也稱成影像轉換）是將三維點投影到平面上，透視轉換在影像處理中佔重要地位，它提供一個近似方法以觀察三維世界形成影像。這些轉換與之前所提到的轉換不同，所以是非線性。

圖 4-2 是一個影像形成過程的模型，在照相機座標系統 (x, y, z) 中，成像面在 xy 平面上，光軸（由透鏡的中心建立）沿 z 軸，因此，成像面的

中心在原點處，透鏡的中心在座標 $(0, 0, \lambda)$ 處。如果照像機聚焦遠處的物體， λ 則是透鏡的焦距 (focal length)。這裡假設照像機座標系統與世界座標系統重合。

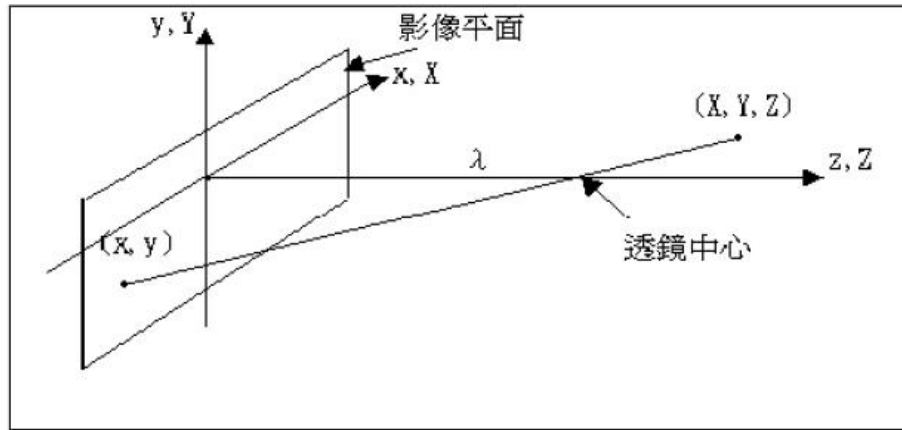


圖 4-2 成像過程的基本模型

設 (X, Y, Z) 是三維場景中任一點的世界座標，如圖 4-2 所示，並假設在下面的討論中， $Z > \lambda$ ，那所考慮的點均在透鏡前方。第一步要找到點 (X, Y, Z) 在成像面上的投影座標 (x, y) 所呈現的關係。使用三角形很容易解決此問題。參見圖 4-2，得到：

$$\frac{x}{\lambda} = -\frac{X}{Z - \lambda} = \frac{X}{\lambda - Z} \quad (4-17)$$

$$\frac{y}{\lambda} = -\frac{Y}{Z - \lambda} = \frac{Y}{\lambda - Z} \quad (4-18)$$

式中 X 和 Y 前的負號表示影像點實際上是倒置的，如圖 4-2 中的幾何關係所示。

被投影的三維點的影像平面座標由 (4-17) 式和 (4-18) 式直接得出：

$$x = \frac{\lambda X}{\lambda - Z} \quad (4-19)$$

$$y = \frac{\lambda Y}{\lambda - Z} \quad (4-20)$$

4-2 均勻分割

步驟一：將每個三角形分為四個更小的三角形，其動作如圖 4-3 所示。

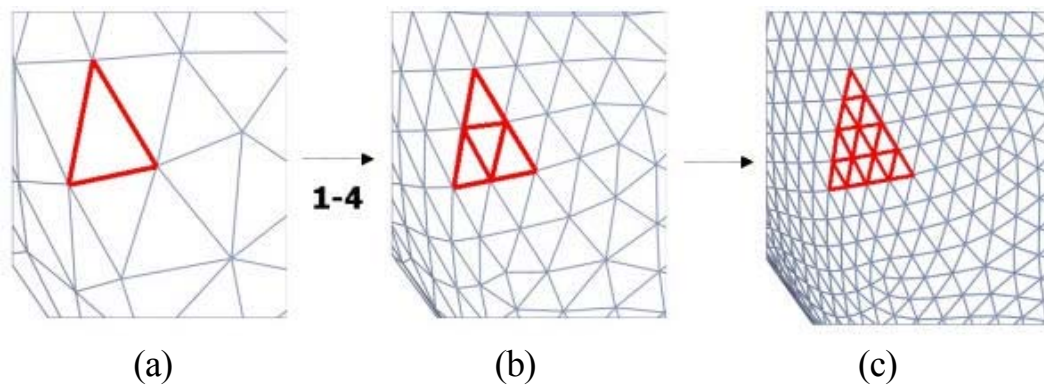


圖 4-3 (a)原始圖 (b)第一次 1 變 4 後的圖 (c)再做一次 1 變 4 後的圖

步驟二：經過兩次連續 1 變 4 動作後的圖

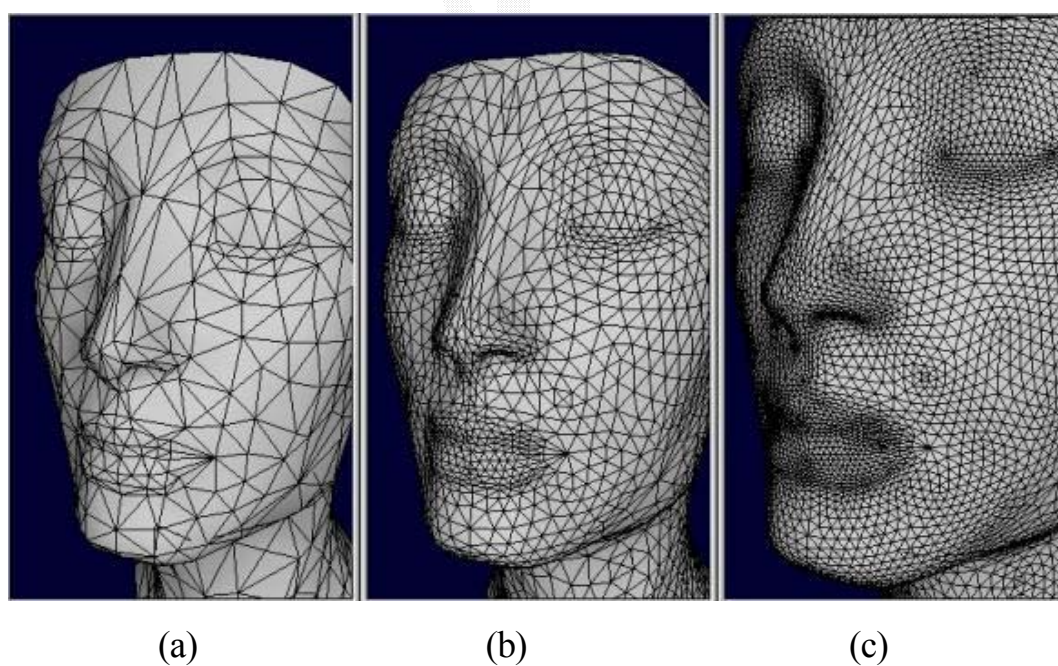


圖 4-4 (a)原始臉部圖 (b)經過第一次 1 變 4 後的臉部圖 (c)經過兩次 1 變 4 後的臉部結果圖

經過兩次動作後的平滑圖

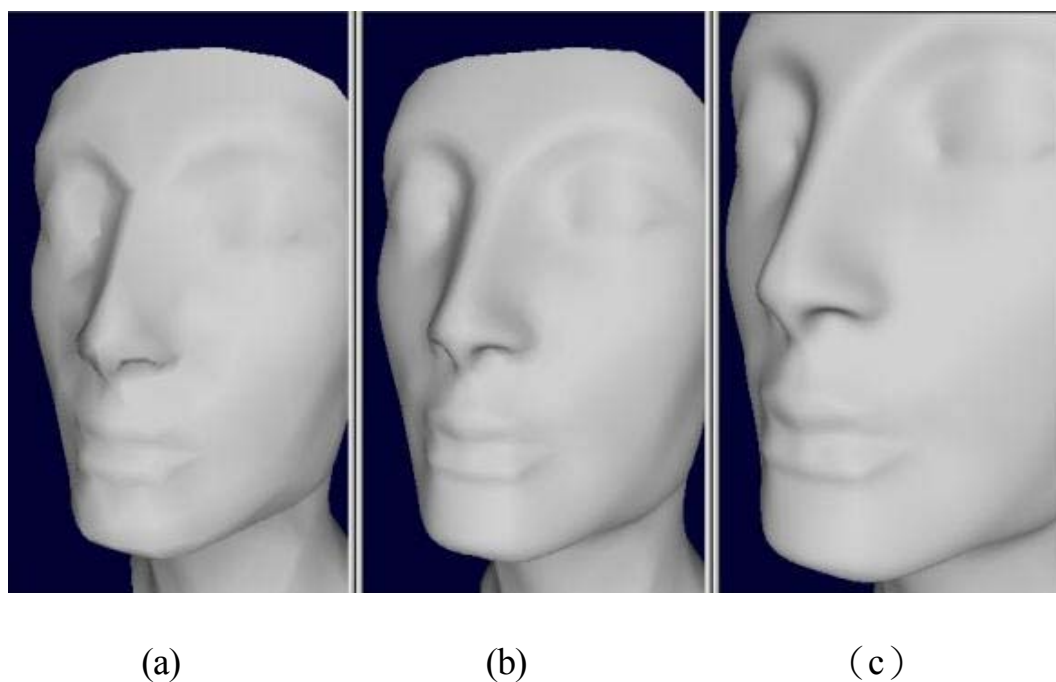


圖 4-5 (a)原始臉部圖 (b)經過第一次 1 變 4 後的臉部平滑圖 (c)經過兩次 1 變 4 後的臉部平滑結果圖

4-3 人體聲道發聲及母音發音簡介

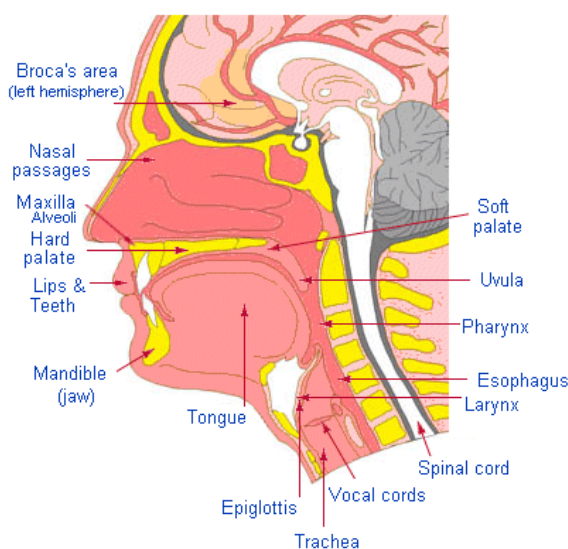


圖 4-6 聲音生成器官的剖面圖

聲音的能量元是從肺部，壓出呼氣力而成的。有聲之音（包括母音、

半母音和有聲子音等)的情形是由聲帶弛緩震動著斷續類似三角的呼氣，而產生聲帶音源。無聲的音(s、c、h、p、t、k)的情形則可大致可區分成兩類音源。聲道的狹窄部分，通過空氣時，產生亂流音源(摩擦聲)。聲道由一時的緊閉，使得緊閉而高漲的氣開放，而可得到的破裂音源(破裂音)。像這樣由音源而發生的聲音波是經由聲道的傳送，再經由口或鼻孔而放射到空氣中。不同的聲道形狀，就可以改變許多特徵性的聲音。這種可以改變聲道形狀的器官，稱之為「調音器官」。類似舌頭、嘴唇、牙齒、口腔顎等。根據放射的方式(調音方式或者調音樣式)的不同而生成許多有特徵的聲音。

口腔(oral cavity)的容積或形狀是因舌頭、下顎、唇(lip)等種種狀態而產生變化。唇有可閉、變圓形、突出等的作用，而舌頭則可以全體的前後移動，上下方向移動，舌面的變形等，此三個種類的基本形，所產生的結合作用。舌頭的位置是和下顎的移動有相關連的。軟上顎(soft palata)，有人稱為軟口蓋，是在上顎(palate)的後面約1/3的部份。它和鼻腔(nasal cavity)，上咽頭等來決定口腔的空間，並也遮住了鼻腔或口腔的某些部份。在生理解剖學上，鼻腔與上咽頭兩者是有所區別的，但是在我們的聲音工程學上，上咽頭也被認定是鼻腔的一部份。

咽頭(pharynx)是在連接鼻腔、口腔、喉頭、食道的管腔上，成年男子，大約全長有12cm左右。喉頭(larynx)是在咽頭的底下，從這

裡分出氣管與食道。而且成年男子的正前面，有突出一塊人們所稱為「亞當的蘋果」的骨突，這是喉頭的前面與側壁所構成的甲狀軟骨。從喉頭的部份上沿，就是聲道（vocal tract），成年男子大約是 17 公分左右。

聲帶（vocal cord）是左右各有一對，由勒帶和肌肉所構成的黏膜褶嶺。限制左右聲帶的氣管入口，稱之為聲門（glottis）。而聲門的前後長度，成年男子約 20mm，成年女子約 15mm，可以任意的啟閉。調節聲音的高度和強度是由喉頭內筋控制著聲帶的緊張度，和聲門的下壓作用所產生的呼氣筋等來作調節作而決定的，隨著聲帶振動的音，稱為有聲音（voiced sound）。反之則稱為無聲音（unvoiced sound）。其振動數即為基本頻率（fundamental frequency）。倒數則為基本週期，或稱為音調（pitch），由此可決定聲音的高或低。

母音的音調是以舌頭的前後與顎的上下關係所形成的中間音調。用舌頭作成狹窄的聲道位置，在前面（靠近嘴唇的地方）所產生的，稱之為前舌母音，然而在中央有的，則稱為中舌母音，在後面有的，則稱為後舌母音。另外，以下顎退下來調音所產的，稱為寬母音（low, open vowel）而上提調音的，稱之為窄母音（high, close vowel）。

下圖 4-7 至圖 4-11 為母音 a、e、i、o、u 的 MRI 發聲圖

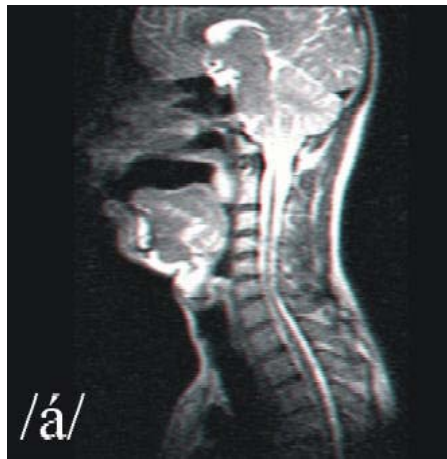


圖 4-7 母音 a

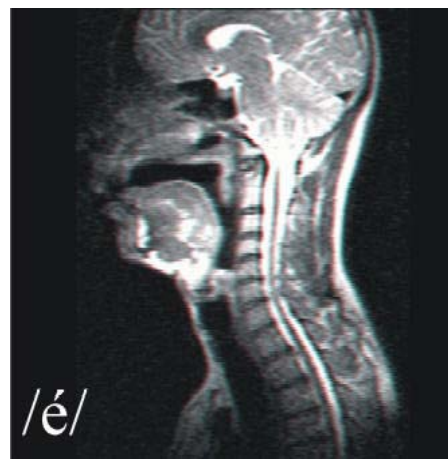


圖 4-8 母音 e

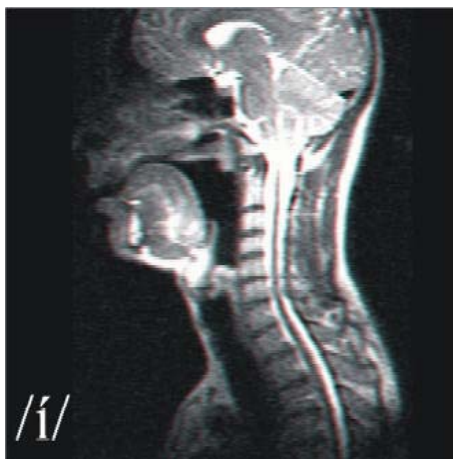


圖 4-9 母音 i

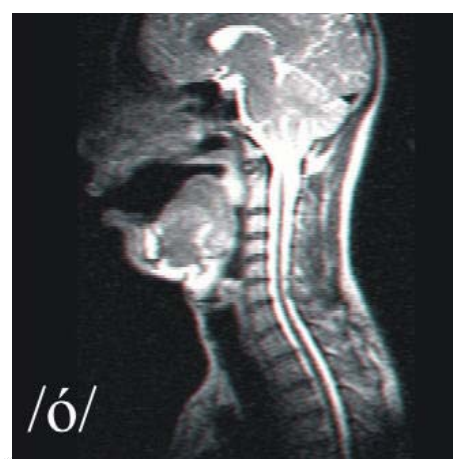


圖 4-10 母音 o

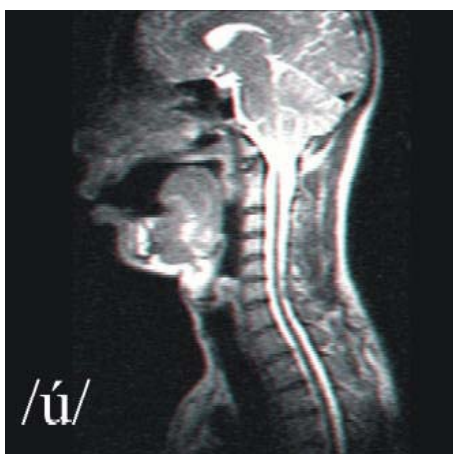


圖 4-11 母音 u

4-4 聲道重建

4-4-1 重建聲道區域

在專題中，我們欲重建聲道的部分包括了口咽、喉咽及會厭。咽，是一個略呈漏斗形狀的管子，其由內鼻孔延伸至第六頸椎下緣或環狀軟骨下緣的高度。咽的功能可當作空氣與食物的通道，也可當作說話聲音的共鳴腔。咽可分成鼻咽、口咽及喉咽三部份。鼻咽為咽上段部份，由鼻腔後方延伸到軟顎，其經由內鼻孔與鼻腔交換氣體，也與耳咽管交換少量的氣體，使中耳內的壓力與大氣壓力達到平衡。口咽為咽的中段，位於口腔後面，由軟顎的下緣延伸到會厭的上緣。口咽是食物和空氣的共同通道，兼具消化和呼吸的功能。喉咽是咽的下段部份，由會厭的上緣向下延伸到第六頸椎高度而成食道。它位於喉的後面，上部是食物和空氣的共同通道，下部僅供食物通過。在下圖中，我們以白線畫出欲要重建的聲道區域。

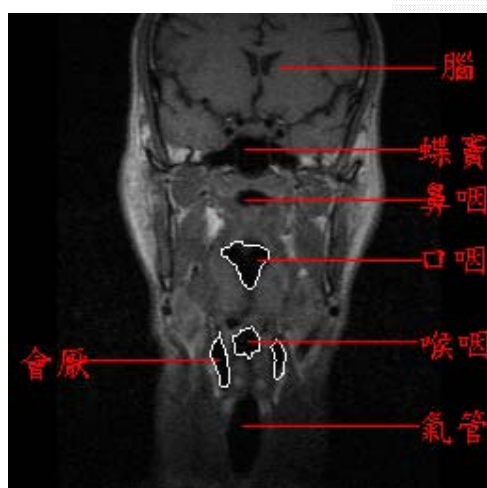


圖 4-12 聲道重建區域(一)

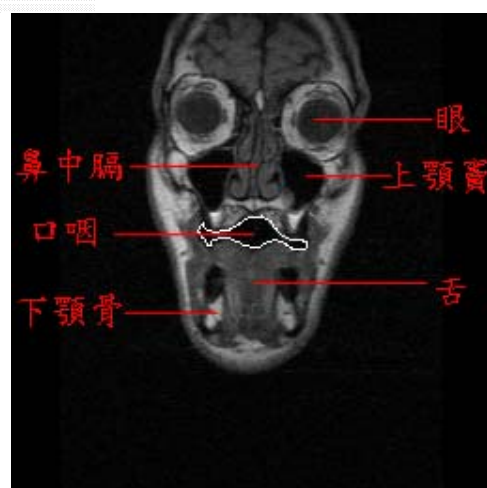


圖 4-13 聲道重建區域(二)

4-4-2 聲道重建方法

使用者需先依其所需選出欲要進行重建的邊緣，得到邊緣資料後，使用漸進立方體演算法來建構出三維模型，再用智慧型基因演算法進行最佳化調整，最後輸出三維模型，其演算法在第三章有詳細的說明。

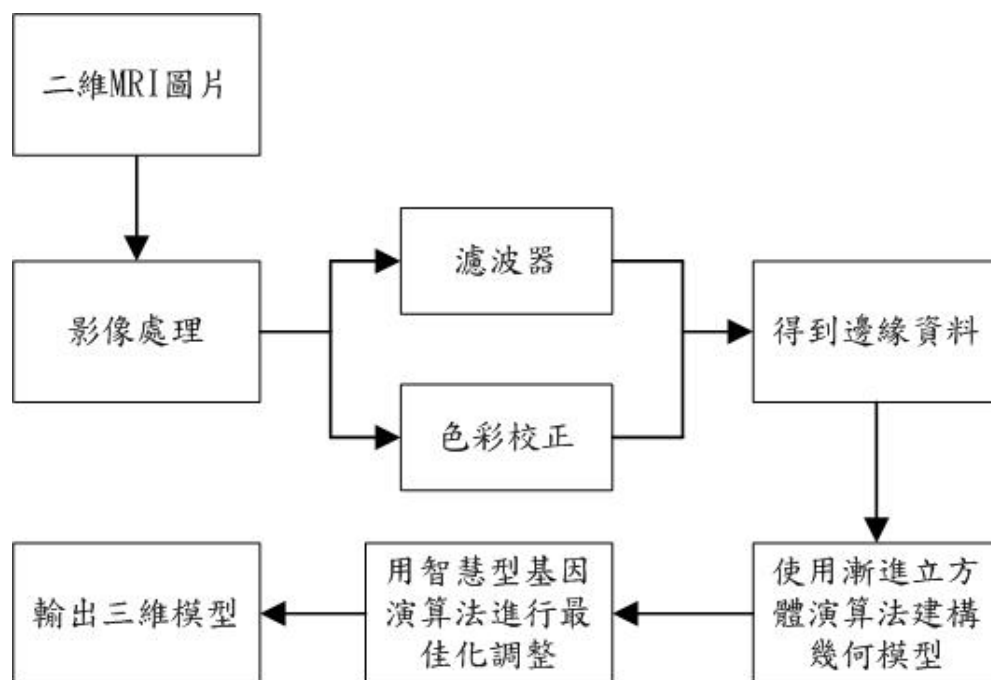


圖 4-14 聲道重建方法流程圖

第五章 實作結果

5-1 球體表面實作結果

以下圖片是程式自動產生 10000 個點的球體表面，經由 $10 \times 10 \times 10$ 個單元切割，其初始圖型如圖 5-1，經過我們的智慧型漸進立方體演算法調整後，可以在圖 5-1 至 5-5 看到其演化過程。由實驗結果發現，此演算法可使球體表面達到最佳化。

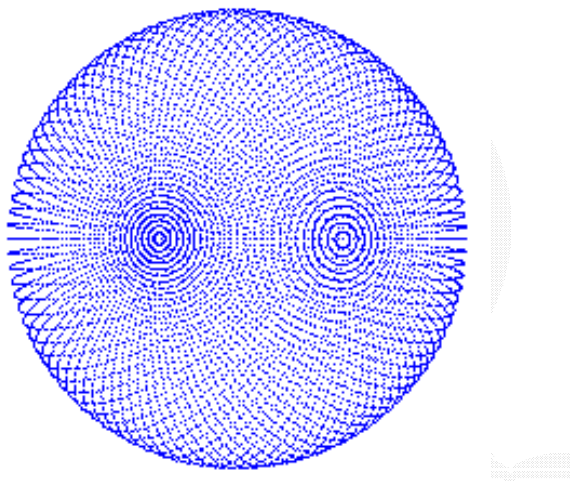


圖 5-1 球體表面初始點分部圖

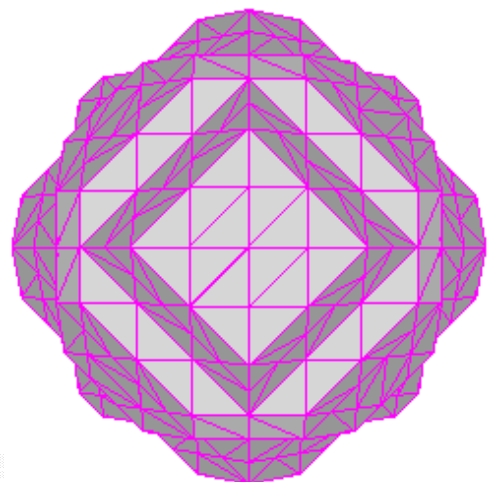


圖 5-2 漸進立方體演算法的初始圖

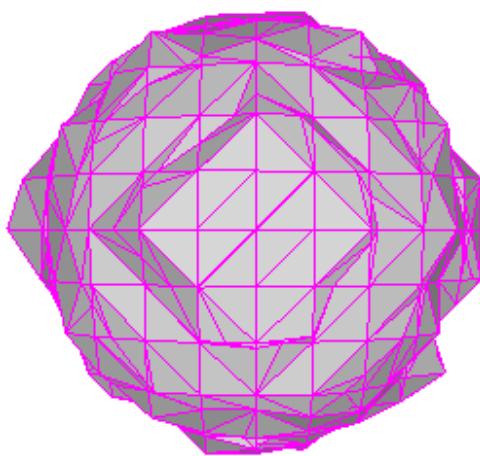


圖 5-3 經過一段時間基因演算法後的圖之一

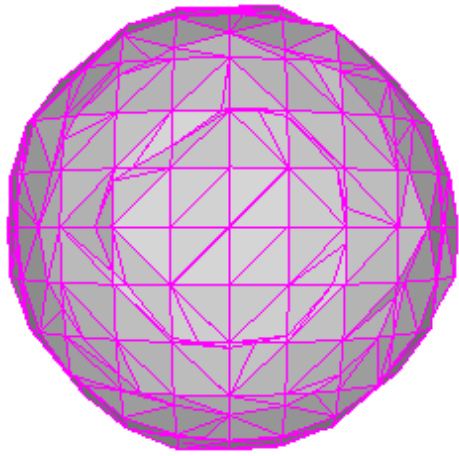


圖 5-4 再經過一段時間基因演算法後的圖之二

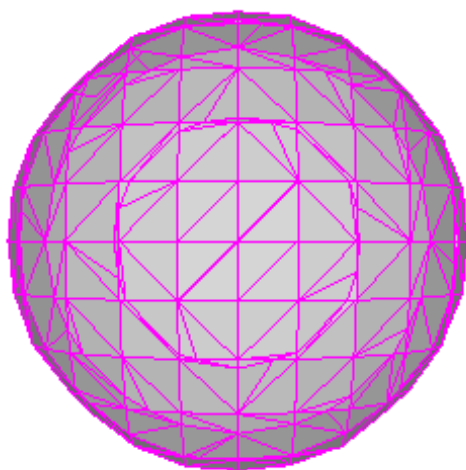


圖 5-5 最後結果

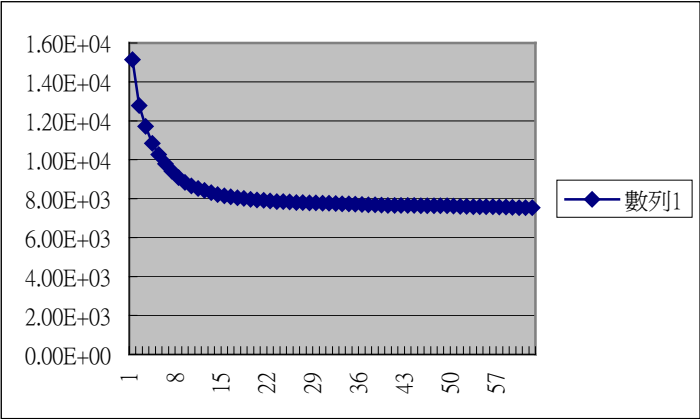


表 5-1 整體數據的收斂圖

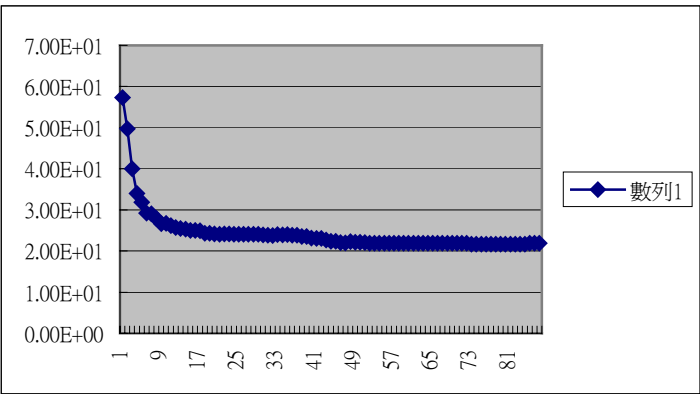


表 5-2 單一數據的收斂圖

5-2 聲道重建模型實作結果

圖 5-6 為發聲”AE”的 MRI 圖集，每張圖之畫素為 256*256（本圖由中山醫學大學提供）。我們經由這 24 張，一一將每張所需之邊緣資料擷取後，放入我們的系統，可以輸出得到圖 5-7 的結果。

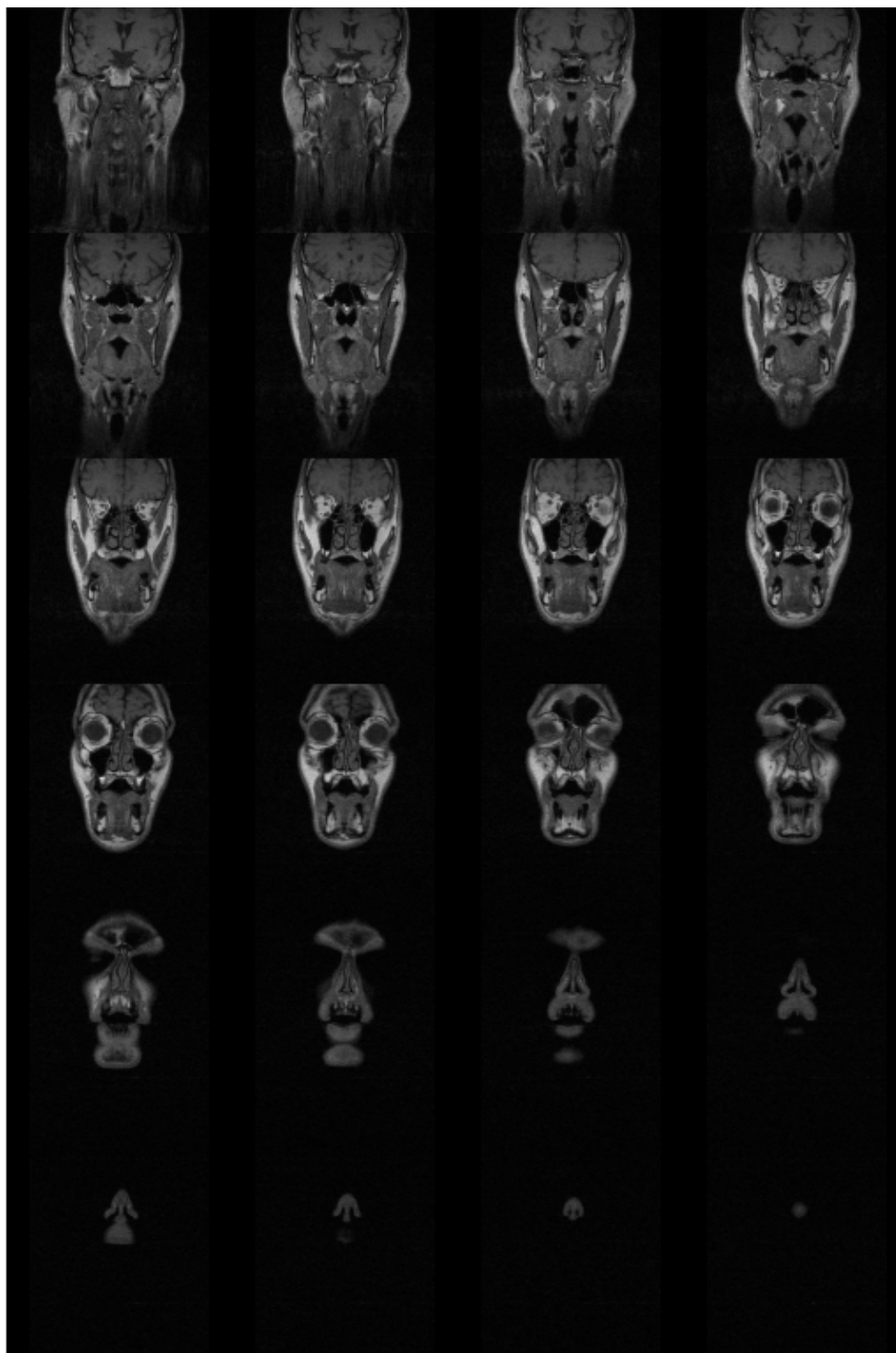
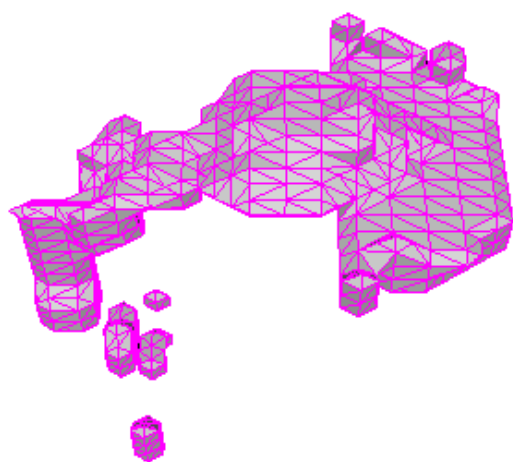
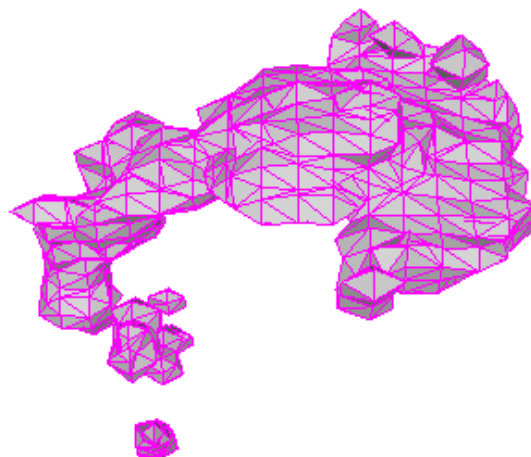


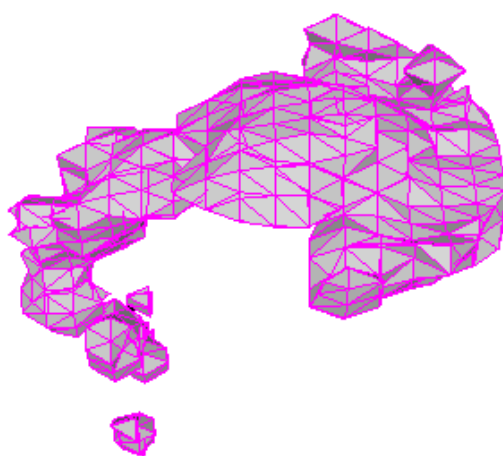
圖 5-6
“AE”
發聲
的
MRI
圖集



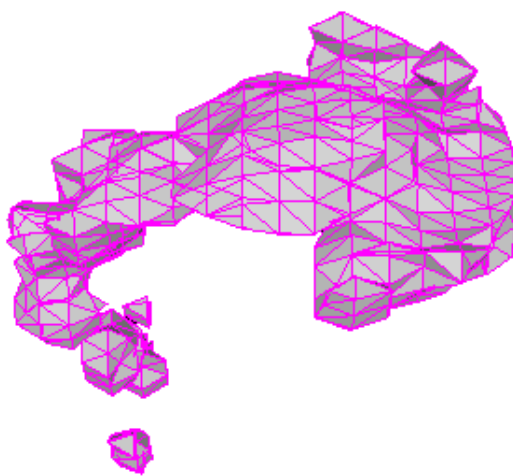
(a) 演化圖(一)



(b)演化圖 (二)



(c) 演化圖 (三)



(d)最終演化結果圖

圖 5-7 “AE”聲道發聲的演化圖

第六章 三維醫學影像重建系統

6-1 概述

三維醫學影像系統的需求乃起因於平面影像並不能完全地解決醫療上的問題，因此激起了許多電腦資訊人從事醫學影像開發重建的構想。透過電腦，將一系列的 MRI 圖疊起來，經過電腦處理後，重建出原來三度空間的人體器官型態於電腦上。透過此系統，醫生可直接觀察病人的三維人體器官，經由更完整正確之訊息，對病因做出最有效的判斷，且系統所需的影像資料只是由原有的 MRI 圖所產生的，在成本的考量上，確實經濟且方便許多。

發展三維醫學影像重建系統的目的無非是希望可以提供醫師在病因診斷上做出更正確的判斷，醫師可透過桌上型個人電腦，透過滑鼠和螢幕以交談式的方式，對病人的三維器官進行任何角度自由翻轉來觀看模擬過程、並且提供聲道影像之特徵選取、聲道的直徑、輪廓、曲率的分析、使用者自由配色、調整大小等基本功能。醫師藉此系統做出最合宜的判斷，減輕病人的痛苦，減少日益嚴重的醫療疏失及醫療糾紛。

6-2 系統架構

三維醫學影像重建系統的整體架構（如圖 6-1 所示）主要可分為影像處理、影像重建、最佳化處理及顯示模型四個部分。在影像處理中，提供各式濾波器和色彩校正的功能，供使用者做選擇。在影像重建部分提供漸進立方體演算法，並配合著智慧型基因演算法進行最佳化處理。在顯示模型部分，提供多種顯示的方式供使用者依所需進行選擇。

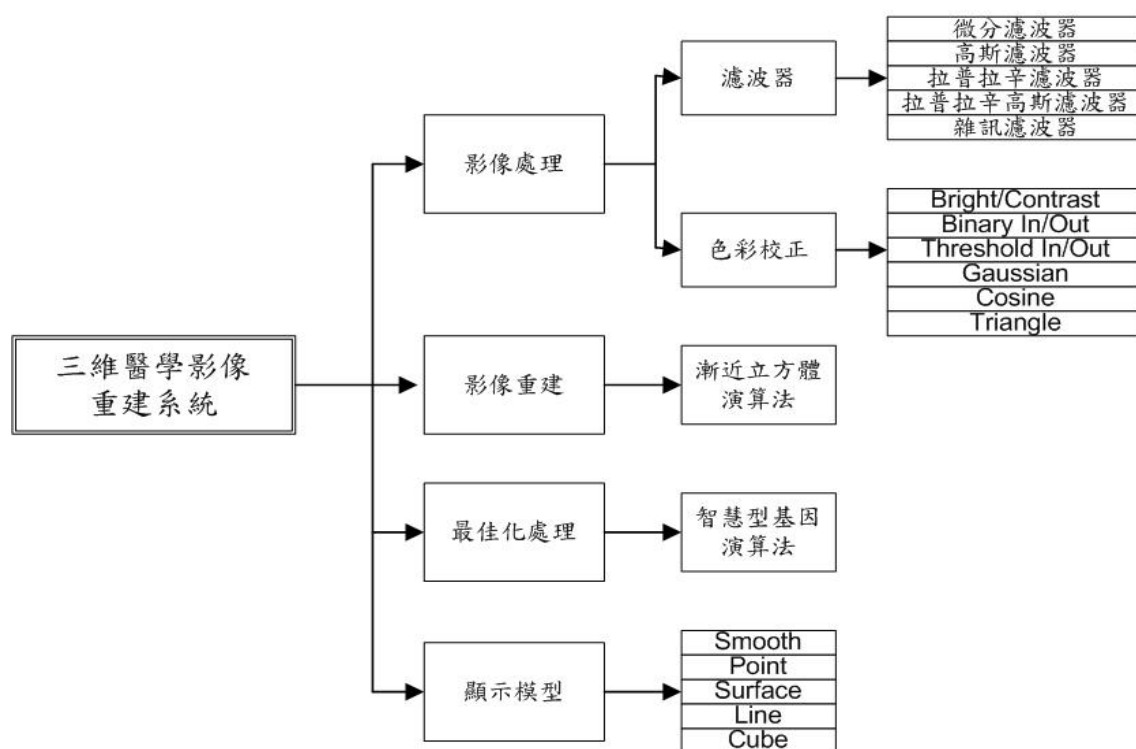


圖 6-1 系統架構圖

6-3 系統介紹

三維醫學影像重建系統有提供各種基本的影像處理，包括微分濾波器、高斯濾波器、拉普拉辛濾波器及拉普拉辛高斯濾波器，加入智慧型基因演算法的功能，使得所重建模型可供使用者自由翻轉，和放大縮小。

在影像處理中，使用各種濾波器及色彩校正的功能，擷取出所要的邊緣資料，也可依使用者的需要進行參數的調整，執行所選取的範圍。在影像重建中，透過漸近立方體演算法重建幾何模型，並使用智慧型基因演算法來進行最佳化的處理，最終，使用者可自由選擇所要顯示模型的方式。

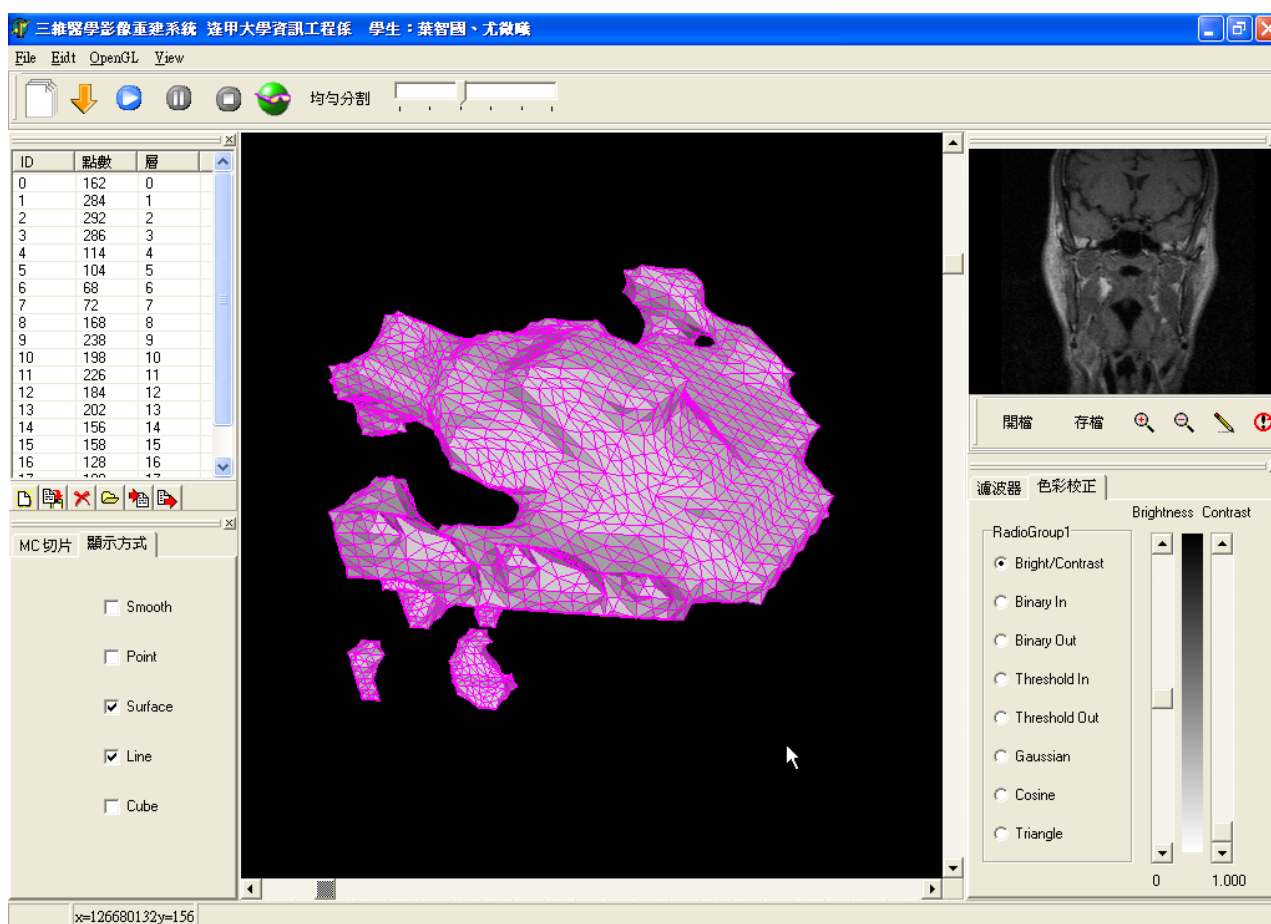


圖 6-3 系統介面圖

第七章 總結

7-1 專題工作總結

在本專題中，提出了以漸近立方體演算法及智慧型基因演算法所改良而成的智慧型漸進立方體演算法。以此改良漸進立方體演算法的缺失，並經由實驗結果所呈現的，經過智慧型基因演算法演化後的最適值能達到最

貼近網面的效果，得到所要的結果。

在專題工作的部分，完成的事項如下所列：

1. 對輸入二維 MRI 圖片透過濾波器的選擇及色彩比對，找到需要的邊緣。
2. 系統可由所給予的 MRI 圖片自動解析出聲道圖形。
3. 實現了使用漸近立方體演算法建構幾何模型。針對漸近立方體演算法中，插值三角形頂點易生錯誤的缺點，提出以智慧型基因演算法處理之。
4. 以智慧型基因演算法進行最佳化的處理。透過基因演算法的演化特性及編碼方式，和直交表的系統化推理，使三角形頂點能對內部點產生最適的距離，使其所產生的網面能最貼近物體表面。
5. 提出了基於輪廓重建的表面模型構建實體幾何模型的方法實現步驟，可作為造型系統的一種造型方式。
6. 可接受使用者以任何角度自由翻轉以觀看模擬過程。
7. 系統提供聲道影像之特徵選取，聲道的直徑、輪廓、調整大小等基本功能。

在系統分析部分，對影像處理及重建部分進行分析，其分析結果如下：

□ 影像處理部分

1. 提供濾波器的選擇，方便使用者找出所要的邊緣，易於使用。
2. 濾波器可供使用者的需求調整參數，進行欲要執行的範圍。

□ 重建模型部分

1. 可以即時呈現，不需考慮拓樸的形狀即可進行重建。
2. 產生過多的三角形，但本專題的重點在於使漸近立方體演算法達到最佳化，故重點不放在減化三角形部分。

3. 系統會有粗塊的圖形產生，日後將以曲面進行改善。
4. 漸近立方體演算法在進行分割時，若分割太細，會出現斷裂的情形；
若分割太少，圖型會顯得粗糙。

7-2 心得

葉智國

首先呢，我得感謝 何信瑩老師對我的信心，與他不厭其煩的指導，讓我第一次知道怎樣上 IEEE 找論文，第一次用英文寫信給那位熱心的芬蘭論文作者，與第一次知道整個論文的寫作要領。另外還要感謝 李國徵學長的勉勵與幫忙，與中山醫學大學語言治療與聽力學系 吳炤民教授，熱情贊助提供 MRI 醫學影像，與他免費的聲道解剖學一堂課，還要感謝那位熱心的芬蘭朋友 Mr. Olov Engwall 從遙遠的國家渡海空運來台寄來的光碟。最後還要感謝我另一位專題伙伴尤微曦，有他的幫忙，我們的專題報告才能預期的完成。

由這次的專題讓我真正的體會數學在科學實際上的應用，不管是傅立葉、拉普拉辛還是高斯，工程數學在影像處理中就有舉足輕重的地位。而在 3D 圖學中，不管是求法向量，還是求平面方程式，還是做投影轉換，或是求物體旋轉後的座標等等，都用到不少線性代數中所學到東西。而在這段期間幾乎每天都是在電腦桌前，面對一行一行的程式，面對從學校圖書管借來放在書桌上疊起來 40 公分高的原文書與中文書。研究真的是一趟既漫長又辛苦的道路，做為一個研究生，要撰寫一篇論文，不僅要廣泛的閱讀，還要充份了解，還要做出種種的實驗與測試，試著將自去的理論與想法去說服別人，真是不容易呀。

「成功並不是每一個人的權利，但每一個人都有權利去追求成功。」研究的世界就正如我們抬頭所看到的天空一樣寬廣。就像我當初接觸這個專題時，也是後才慢慢才知道三維重建又分成表面重建與體積重建，表面重建有人用三角形，有人用曲面，三角形又有 Delaunay 三角形等等，重建方法有人用漸進立方體演算法，有人類神經網路，有人有基因演算法，知道的越多，越覺得可怕，新的理論，新的技術一直出來，真的讓你想追都追不上，多到想學都學不完。從事學術研究能引領人們從未知通往對事物的了解與見證，正如愛因斯坦所說，做科學研究的最高境界，不是為了滿足溫飽，而是把科學當作神聖的殿堂。科學真是一趟永無止境，卻讓人不願暫歇腳步的豐富之旅呀！

尤微曦

從去年十月專題決定做關於三維影像重建的題目後，資料的收集和相關知識、背景的了解成為了我們首先要面對的課題。對論文收集不甚了解的我們，經由何信瑩教授的指點和幫忙，了解了收集論文的管道和如何閱讀好的論文及如果從中獲得我們所需要的資料。在研讀相關知識的過程中，雖然常常碰到不懂的地方，但在和另一組員-葉智國同學的討論，甚或和老師、學長的討論中，得到了新的知識。在圖學的領域中，牽涉了許多的數學、座標等關係，在資訊工業日益發展的今日，圖學的應用已觸及到了我們的生活周遭，而醫學影像也是和我們有切身關係的一環，這若干年來，在資訊工業進步下，台灣的醫學診療品質已有了大大的提升了，這對整個社會人民都是一件福音。這一年來，經過準備專題實驗資料的收集，相關理論的研讀，到將這些資訊轉化為程式，透過一套系統呈現出，

在這過程中，除了獲得的許多新的概念、新的知識外，也一再考驗著我們面對困難時的勇氣與解決它的恆心，經過不知多少次的討論和解決問題之後，才有了實驗結果的呈現，希望能對醫療系統上有一小小的貢獻。在此，除了感謝何信瑩教授的指導外，也很感謝我的另一組員-葉智國同學，在他身上看見了勇於追求夢想的精神及對研究努力執著的態度，很令人敬佩，這一年來的收穫，不只單單是知識上而已，團隊的合作，一起面對問題的態度，及許多的林林總總，因為有了這些，本專題才得以順利的完成。



工作分配表

	10	11	12	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
收集相關文獻資料	●	→	→	→	→									
收集相關醫學影像圖集	◆	→	→											
與芬蘭作者要相關聲道 MRI 醫學影像圖集	◆	→	→											
基本解剖學的了解	◆	→	→											
學習用 Matlab 做影像相關處理			→	→	→							→	→	→
學習 OpenGL 的程式設計方法				◆	→	→	→							
了解 3D 圖學的基本知識					◆	→	→							
了解傳統的基因演算法					→	→	→							
了解漸進立方體演算法						→	→	→						
了解智慧型基因演算法									→	→				
將智慧型基因演算法與漸進立方體演算法做結合										◆	→	→		
三維醫學影像重建系統				◆	→	→	→	→	→	→	→	→	→	→
專題報告				●	→	→	→	→	→	→	→	→	→	→

葉智國 ◆ →
 尤微曦 ● →
 共同參與 —

參考資料

- [1]J.H Holland , Adaptation in Natural and Artificial Systems , University of Michigan Press , Ann Arbor , MI , 1975.
- [2]W.E. Lorensen and H.E. Cline , ”Marching Cubes : A High Resolution 3D Surfaces Construction Algorithm” , Computer Graphics , Vol.21 , No.4 , July 1987.
- [3]Shinn-Ying Ho , Li-Sun Shu , and Hung-Ming Chen , "Intelligent Genetic Algorithm with a New Intelligent Crossover Using Orthogonal Arrays" Proceedings of 1999 Genetic and Evolutionary Computation Conference, pp. 289-296, July 1999, USA.
- [4]Barhak, J.; Fischer, A.; “Adaptive reconstruction of freeform objects with 3D SOM neural network grids” , Computer Graphics and Applications. Proceedings. Ninth Pacific Conference , Page(s): 97 –105 , on Oct. 16-18 , 2001.
- [5] Won Ki Jeong; Chang Hun Kim;” Direct reconstruction of displaced subdivision surface from unorganized points” ,Computer Graphics and Applications. Proceedings. Ninth Pacific Conference , Page(s): 160 -168 , on 16-18 Oct. 2001
- [6] S.-Y. Ho,Y.-C. Chen , An efficient evolutionary algorithm for accurate polygonal approximation , Pattern Recognition 34(12)(2001)2305-2317.
- [7]H.-L. Huang , S.-Y. Ho , “Mesh optimization for surface approximation using an efficient coarse-to-fine evolutionary algorithm” , Pattern Recognition 36(2003)1065-1081 .

- [8]Olov Engwall, “A 3D vocal tract model for articulatory and visual speech synthesis”.
- [9] Olov Engwall, “Vocal tract modeling in 3D”,1999
- [10]Kenneth Tom, Ingo Titze, Eric Hoffman, Brad Story, “3-D Vocal Tract Imaging and Formant Structure : Varying Vocal Register, Pitch and Loudness”
NCVS Status and progress Report –14 (1999) 101-113
- [11]劉晟志、黃煥超，數位影像處理，儒林圖書有限公司，Nov.1988
- [12]余松煜、周源華、吳時光，數位影像處理，儒林圖書有限公司，Jan.1993
- [13]楊武智，影像處理與辨認，全華科技圖書，Dec.1994
- [14]繆紹剛，數位影像處理，全華科技圖書，Mar.1999

