

# 東 海 大 學

工業設計學系碩士班

碩士論文

以灰預測理論及網格化快速  
重建生醫 3D 實體模型之研究

Rapid Reconstruction for Bio-Medical 3D Solid  
Model by Grey Prediction and Polygonal Mesh



研究生：郭宏偉

指導教授：王中行

中 華 民 國 九 十 五 年 六 月

## 中文摘要

本研究主要是透過醫學影像進行 3D 實體的重建研究，現行由醫學影像重建 3D 實體的方式，可分成兩種：一種是將影像廓點資料轉換成曲線，再運用曲線掃掠混層完成 3D；另一種方式是以運用體素(Voxel)方法堆疊成型。運用曲線掃掠的方式過程繁雜，需將點資料轉換成曲線才可成型，而運用體素堆疊方式會有破洞及鋸齒狀的情形產生，故本研究提出以層層網格化排列法作為 3D 重建的基礎，此方式不用將點資料轉成曲線，而直接由點資料建構網格，即可完成 3D 實體，而有效的達成快速網格化之醫學影像 3D 重建。

研究上，首先運用灰預測理論由醫學影像中取得各層輪廓之點資料，再透過尋邊差值運算將點資料排序完成，並由層層網格化排列法完成實體之重建，再以虛擬實境及 RP 快速原型的方式，完成生醫 3D 實體的展現，研究中以人體的頭蓋骨及大腿骨作為研究案例完成實體的建構，最後，並針對案例與採用曲線掃掠的方式，所重建之網格，進行分析、比對，確定其誤差量是在可接受的範圍內，以驗證本研究之可行性。

在本研究中所完成的目標有：

1. 以灰預測理論取得醫學影像點群資料。
2. 以尋邊差值運算法進行點群排序及層層網格排列法的方式，完成對生醫實體進行重建。
3. 並與相關 CAD 軟體所重建之模型，進行網格比對分析，以驗證其誤差是在可接受的範圍。

關鍵字：醫學影像、網格化、灰預測、尋邊差值運算法、層層網格排列法、虛擬實境、快速原型。

## ABSTRACT

This research is made for reconstruction of 3D solid model through medical images. The methods of reconstruction nowadays can be divided to two types: one of them is building curve by the contour point data as first step, then complete 3D image with curves' sweep rates and mixed-layer; another way is stacking the image through voxel technique. Though these two ways could make 3D reconstruction of bio- medical, however, via method of curves' swept- blend and mixed- layer is so complicated, which couldn't be made without turning the data into curve; and via voxel stacking technique would make holes and alias. Therefore, in this study using polygonal mesh as basis of 3D reconstruction could simplify the producing process via point data without turning those into curve.

How to reconstruct 3D solid model rapidly is proposed into this study. Using grey prediction theory to search out contour point data in each layer of medicine image as primary step; then completing sequence through interval arithmetic, and reconstructing 3D solid model via polygonal way. After saving as STL file, display 3D solid model of medicine image through virtual reality and RP. In the end of this study, to take human braincase and femoral bone as study cases, construct 3D solid model of medicine image through polygonal method successfully and simplified a quantity of steps, furthermore, use curves' swept- blend to reconstruct these two solid models and analyze them, the result shows difference is in acceptable range, therefore it could be realized that this method is feasible.

What in this case we've done are:

1. Using programming language finish to the construction of STL mesh.
2. Construct 3D solid model of Bio-medicine image through polygonal method successfully.
3. Reconstruction locked on human organs, processing analysis with software and the difference is in acceptable range.

Keywords: Medical Image, Polygonal Mesh, Grey Prediction, Edge Detection Differential Operation, Virtual Reality, Rapid Prototyping

## 誌 謝

誠摯感謝指導教授 王中行博士在這三年來的指導，並在研究上給予許多建議，使我在研究上收獲良多。凡是遇到不懂或無法解決之問題都會提供許多的方法，讓我在研究上的問題都可以一一的迎刃而解，在論文寫作期間給予許多的指導與校正，也要感謝口試委員莊漢東、黃台生、劉大銘及謝忠祐老師提供許多寶貴的意見，以及賴後權、唐英曦、柯俊宏學長在研究的過程當中的幫忙與傳承，使本篇論文能更加的完整。

另外要感謝研究室的仁雄、正仁、文孝、麒均、珍瑋、寬憲、家菁、靜宜、煜明、雅棻、建南、至哲，在於精神與實質上給予協助，也要感謝本組的學弟、妹：張晟、盈如、文彬、翠蓮、易叡在於論文寫作及口試的過程中給予幫助，與你們在研究室相處的快樂時光，使我整個生活增色不少。

最後要感謝我的家人及吾愛筱媛在這三年當中給予的陪伴、照顧及鼓勵，讓我在研究的過程當中能夠百分之百的投入研究。要感謝的人太多了，無法一一的列舉，但最後仍要感謝在這段生命中一起走過的人，有了你們的參與，這段生命才能如此精彩。

# 目 錄

封面內頁	
簽 名 頁	
中文摘要 .....	II
誌 謝 .....	IV
目 錄 .....	V
圖 目 錄 .....	VIII
表 目 錄 .....	XII
<b>第一章 緒論 .....</b>	<b>1</b>
1-1 研究背景 .....	1
1-2 研究動機 .....	3
1-3 研究方法及步驟 .....	5
1-4 全文架構 .....	9
<b>第二章 文獻探討 .....</b>	<b>11</b>
2-1 生物電腦輔助設計(Bio-CAD) .....	11
2-2 逆向工程 .....	12
2-3 醫學影像辨識 .....	14
2-4 實體擬合 .....	15
2-4-1 曲線擬合 .....	15
2-4-2 Voxel 和 Marching Cube .....	16
2-5 文獻小結 .....	18
<b>第三章 影像處理 .....</b>	<b>19</b>

3-1 醫學影像 .....	19
3-1-1 X 光影像 .....	19
3-1-2 電腦斷層掃描 .....	20
3-1-3 磁振造影 .....	22
3-2 灰階影像基本理論 .....	22
3-3 灰預測理論 .....	23
3-4 灰預測應用於醫學影像 .....	27
<b>第四章 生醫 3D 實體模型重建與展現 .....</b>	<b>34</b>
4-1 點群資料之排序 .....	35
4-2 點群資料網格化 .....	38
4-2-1 三角網格 .....	38
4-2-2 單平面網格化 .....	40
4-2-3 層與層之間網格化 .....	47
4-3 網格化後之運用 .....	55
4-3-1 虛擬實境展現 .....	56
4-3-2 RP 快速原型 .....	57
<b>第五章 實例應用 .....</b>	<b>60</b>
5-1 影像辨識 .....	60
5-2 點群排序 .....	63
5-3 點群網格化 .....	64
5-4 實體重建 .....	67
5-4-1 人體頭蓋骨之重建 .....	68
5-4-2 人體大腿骨之重建 .....	70

5-5 曲線重建實體之比對與分析 .....	74
<b>第六章 結論及未來展望 .....</b>	<b>79</b>
6-1 結論 .....	79
6-2 未來展望 .....	80
<b>參考文獻 .....</b>	<b>82</b>

## 圖目錄

圖 1-1 研究流程圖 .....	6
圖 2-1 逆向工程運作流程圖 .....	13
圖 2-2 基本 voxel 三種表示型態 .....	16
圖 2-3 Marching Cube 的基本 15 種形狀 .....	17
圖 3-1 骨折 X 光圖 .....	20
圖 3-2 肺部 X 光圖 .....	20
圖 3-3 電腦斷層掃描機 .....	21
圖 3-4 灰預測流程 .....	23
圖 3-5 灰預測理論偵測輪廓點資料 .....	28
圖 4-1 3D 實體模型重建流程圖 .....	35
圖 4-2 差值運算說明圖 .....	37
圖 4-3 點群完成排序 .....	37
圖 4-4 STL 檔案格式示意圖 .....	38
圖 4-5 三頂點排列順序圖 .....	39
圖 4-6 網格錯誤 .....	40
圖 4-8 搜尋出下一點在右邊時 .....	43
圖 4-9 搜尋出下一點在左邊時 .....	43
圖 4-10 搜尋出下一點在任意中間時 .....	43
圖 4-11 單平面網格化之流程圖，其步驟為(A)~(H) .....	46



圖 4-12 層與層之網格化.....	47
圖 4-13 層與層之基本網格型式.....	48
圖 4-14 兩層點數一樣.....	49
圖 4-15 上層點數比下層點數多時.....	49
圖 4-16 下層點數比上層點數多時.....	49
圖 4-19 點數差異數餘數為 1 時.....	53
圖 4-20 點數差異數餘數大於 1 時.....	54
圖 4-21 下層點數比上層多時.....	55
圖 4-22 EON Studio 軟體操作介面.....	57
圖 4-23 智泰 Dimension BST 快速原型系統.....	58
圖 5-1 選出欲辨識之區域.....	60
圖 5-2 灰預測動態邊緣偵測流程.....	61
圖 5-3 Matlab 辨識完成之輪廓邊緣.....	62
圖 5-4 Matlab 輸出之 ASCII 檔.....	63
圖 5-5 點群排序之介面.....	64
圖 5-6 網格化之介面.....	65
圖 5-7 系統操作程序流程圖.....	65
圖 5-8 輸入層數.....	66
圖 5-9 輸入與上層之差距.....	66
圖 5-10 選擇是否最後一層.....	66

圖 5-11 以*.stl 格式輸出網格 .....	67
圖 5-12 頭蓋骨 .....	68
圖 5-13 大腿骨 .....	68
圖 5-14 頭蓋骨第 1~12 層 .....	69
圖 5-15 頭蓋骨第 13~19 層 .....	69
圖 5-16 重建完成之頭蓋骨-STL 檔 .....	69
圖 5-17 頭蓋骨應用於虛擬實境之展示 .....	70
圖 5-18 頭蓋骨應用 RP 快速原型 .....	70
圖 5-19 大腿骨第 1~12 層 .....	71
圖 5-20 大腿骨第 13~24 層 .....	71
圖 5-21 大腿骨第 25~30 層 .....	71
圖 5-22 建完成之大腿骨-STL 檔 .....	72
圖 5-23 大腿骨應用於虛擬實境之展示 .....	72
圖 5-24 大腿骨應用 RP 快速原型-視圖一 .....	73
圖 5-25 大腿骨應用 RP 快速原型-視圖二 .....	73
圖 5-26 頭蓋骨由點資料建構之曲線 .....	74
圖 5-27 頭蓋骨由曲線建構完成之曲面 .....	75
圖 5-28 頭蓋骨之分析結果 .....	75
圖 5-29 大腿骨由點資料建構之曲線 .....	76
圖 5-30 大腿骨由曲線建構完成之曲面 .....	76

圖 5-31 大腿骨分析之結果.....	77
----------------------	----

## 表 目 錄

表一 實體逆向工程與影像逆向工程之差異 .....	4
表二 不同建構方式之網格比較表 .....	78

# 第一章 緒論

醫學-自古以來都是人類最為重視的一門科學，近年來由於科技的快速進步，而在醫學的技術上亦有許多的突破及改善。這幾年當中投入生醫工程(Bio-Medical Engineering)研究的人才也相當的多，目前作這方面的研究亦有許多相關科系也投入研究，藉由廣泛人才不斷的研究及研發改善目前所遇到之問題，相信如此對於人類有極大之貢獻。在本研究中是針對生醫工程中的醫學影像做生醫 3D 實體的重建，如何的重建都是本研究所探討的範圍之內。

## 1-1 研究背景

生醫工程為廿一世紀最具發展潛力的科技，其核心領域涵蓋醫療工程、組織工程、基因技術與醫藥工程等。其中醫療工程為整合工程技術、基礎科學、醫學技術為主，以運用於臨床治療、傷害復健以及人體工學的專門學科，其領域上又可概分為：醫學電子、醫學影像、生物力學、生醫材料、醫學診療、醫學資訊與網路...等。故如何能建立一套整合醫學資訊、醫學影像、生醫材料，進而應用於醫學診療的技術，相信對於醫療工程的發展，應有所助益。其中醫療工程，不僅是提供某一項疾病的診斷或治療工具而已，更進一步的是提出一套完整的解決方案，幫助人類提昇在保健、預防、早期診斷、治療、乃至復健等各階段的生活品質提升。故為達此一目的，現代醫療工程幾乎涵蓋了的每一個科技領域，例如：電子、資訊、影像、光電、微機電、生物、奈米等，是最典型的跨科技整合

工程。

在電腦輔助設計(Computer Aided Design, CAD)領域上，也漸漸地對於生醫系統這一環開始重視，一般整合 CAD 技術到生醫工程上，稱為生物電腦輔助設計(Bio-CAD)，Bio-CAD 其包括：(1)再生醫學、組織工程(2)電腦輔助手術(3)組織模型和組織資訊(4)軟性組織器官設計(5)整型和植入器官設計(6)組織支架設計(7)逆向工程(Reverse Engineering, RE)和 3D 重建(8)異質組織模型(9)實體模型製造[18]。醫學影像在醫事檢驗當中，算是相當重要的一環，透過醫學影像檢測人體器官之病變後，才可以作為往後醫師對患者實施醫療過程的依據，所以檢測的真實性相當的重要，而開始有人提出將電腦輔助設計中所運用之逆向工程觀念帶入醫學影像的檢測中。一般而言逆向工程可運用的範圍相當的廣泛，其中包括：製鞋業(鞋楦、鞋模)、航太工業(航太葉片)、傳統的汽機車工業(車燈製造、汽車零件)、消費性之電子產品(手機外殼)、醫療工程(人工關節、人工頭顱、內臟掃描重建、牙齒矯正)...等[37]。逆向工程中的作法大致上可以分為兩大類：

#### 1. 實體逆向工程：

實體逆向工程主要是由可見性的立體實體做為主要逆向的工件，此項逆向工程方式在工程中是比較常被拿來使用的。其製作流程為：一個新的產品之設計，首先是由工程師完成手工模型之製作(如：油土模型、泡棉模型...等)，再透過雷射掃描儀、3D 量測儀...等，儀器取得模型外型的點資料，取得點資料之後再由 CAD 軟體做點資料的處理及擬合，在擬合的過程中所使用的方式有許多種，其

中最为快速及常用方式的為直接將點資料網格化，最後再透過 RP(Rapid Prototyping, RP)的方式，將產品輸出完成建模。模型輸出時如和設計師所感覺之不同，可以回至 CAD 下再進行修改再成型，如此可節省模型的製作及修改的時間。

## 2. 影像逆向工程：

影像逆向工程和實體逆向工程最大的不同是在於前處理的方式不同，如表一所示。影像逆向工程主要是針對 2D 影像檔作處理，通常這種逆向方法大都是運用在醫學影像當中。其中 2D 圖片的前處理的方式也有許多的方式，主要都是要取得 2D 影像的邊界點資料，取得所有圖層的點資料後，再將一層層的點資料透過 CAD 軟體作擬合，最後完成鋪面。在後續的運用上可以由 RP 輸出或是在虛擬實境下作展示。

### 1-2 研究動機

一般而言工程中最常使用的為實體逆向工程，主要是由雷射掃描儀、3D 測量儀所取得之點群資料去作 3D 的重建，但是在醫療工程所運用的影像逆向工程，是由二維斷面影像，如：X 光片(X-Ray)、電腦斷層掃描影像圖(Computer Tomography, CT)、磁振造影(Magnetic Resonance Image, MRI)...等，作一層一層的辨識，然而取得各層之點群資料再做重建的工程。電腦斷層掃描影像和磁振造影的出現，是人類在醫學上的一大突破，它使人類首度透視了人體各組織的結構，因此醫生對患者病情的診斷也不需再經過解剖來確認病變之處，雖然可以提供醫師在診斷病情上的幫助，但是醫師須逐

表一 實體逆向工程與影像逆向工程之差異

		實體逆向工程		影像逆向工程	
原始模型	原始模型	硬質模型 軟質模型	硬質模型	人體	拓印碑文 書法圖畫
硬體設備及前處理	量測載具平台	雷射掃瞄儀	3D 測量儀	醫學量測儀 (CT、MRI)	平面掃描器
	前處理技術	模型表面光滑處理 (模型補土、表面修整..等)		不需特別之前處理	
資料格式處理	檔案格式轉換	一般以 ASCII 檔案格式為主		灰階影像檔轉換成點群資料 (影像邊緣偵測、座標資料轉換等)	
	資料量大小	由量測間距之大小決定		由影像特徵之大小決定	
	資料擬合型態	3D 之自由曲線		2D 之輪廓曲線	
模型建構	3D 之模型建構	由特徵曲線及邊緣曲線所建構成		由各層之輪廓曲線掃掠混層 (Swept-Blend) 而成	

一去研判這些圖層，不僅耗時沒效率，更必須從這一序列圖層在電腦中勾勒出其病變處的空間位置，而在判讀上仍需要相當的想像力及經驗，因此在於診療上，往往無法精確做出判斷，如果能藉由 CT 片，重建人體器官的 3D 實體模型，相信將可讓醫師對患者的診療或病人對於自身病灶，都有相當的助益。

在影像逆向工程中所作的研究可以分為兩大部份：第一部份為從電腦斷層掃瞄或磁振造影中所取得的影像圖片先做適當的處理，然後再將這一層層的圖片運用影像軟體，如：Photoshop、Corel



draw ...等，取得每一圖層的点資料。每一層的点資料是由 CT 片或磁振造影圖片中，尋找出所要製作的器官模型邊界，再將邊界轉換成點群資料，這個部份的重點在於所辨別出來的邊界值之準確性。在第二部份研究中主要是在探討如何從這些點群資料中轉換成 3D 的 CAD 檔，目前來說在醫學影像中所運用的成型方法大致上可以分為兩種：(1)由各層之輪廓曲線掃掠混層(Swept-Blend)而成。(2)運用體素(Voxel)方法做實體的建立[5,6]。

雖然在目前的研究上有提出了許多的方法，解決影像逆向工程中的許多問題，但是所提出的方法在製作的程序上相當的複雜且繁複的。在影像處理的方面，需要透過好幾次的邊緣侵蝕與膨脹之處理後，才可轉換成 CAD 能接受的向量檔，經過如此繁複的動作才得到一層的点資料。而在實體成型這方面，目前所使用的方法大都是曲線掃掠混層及 Voxel 堆疊的方式，這兩種方式在處理上實體模型均有不方便之處。用曲線掃掠混層因需一層一層的建構曲線及設定起始點和曲線方向，然後在 CAD 下進行擬合成型，因此在時間上所花費的也相對的會比較多，而使用 Voxel 堆疊的方式，會因為解析度的不同而造成 Voxel 的大小不同，也常會有破洞的產生。在本研究當中最主要的目的是如何改善在圖片辨識的過程中可以更快速、更便利。而在另一個重點就是在實體的成型，因為目前在醫學影像中所使用的成型方式大都依這兩種方式為主，如何才能不產生破洞及減少製作的時間為本研究之目的。

### 1-3 研究方法及步驟

本研究主要是在改善醫學影像中所使用的逆向工程，如何將整

個製作流程能夠更快速的將 3D 實體給呈現出來。在本研究中針兩個部份做改善，第一個部份就是改善影像處理，第二個部份就是 3D 實體重建。整個研究流程運用其他方法改善整個製作的流程，如圖 1-1 所示。其在影像辨識中最大的不同為使用灰預測的方法做影像辨

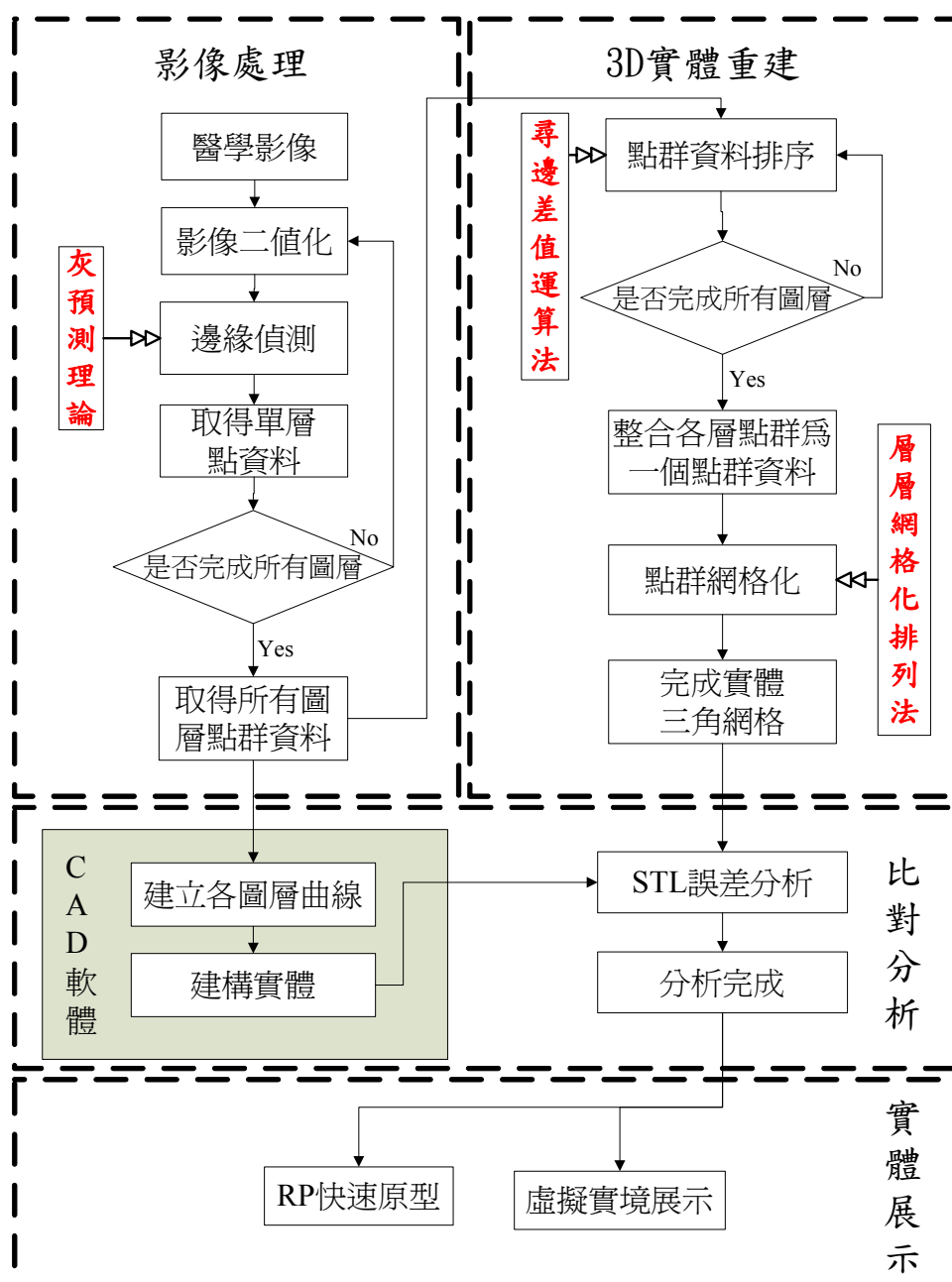


圖 1-1 研究流程圖

識，而在實體擬合方面，本研究採用層層網格排列法的方式完成 3D 實體的建構。

本研究的流程步驟詳細說明：

### 1. 取得醫學影像檔：

醫學影像圖檔可由 X 光片、CT 斷層掃描、MRI... 等方式取得，X 光片和 CT 斷層掃描主要是在觀察人體的骨骼，而 MRI 主要是在觀察人體的體內器官，透過儀器可以取得這些醫學影像的圖檔。

### 2. 運用灰預測作影像處理：

本研究主要是在簡化製作的程序，傳統中在影像處理的過程中所使用的方法，需要透過好幾次的邊緣侵蝕與膨脹之處理後才可轉換成 CAD 能接受的向量檔。有時還因為影像的模糊不清，要銳利化好幾次，因此在本研究提出運用灰預測的方式作影像的處理，在辨別的過程中只要設定一次的灰階門檻值就可作全面的辨識，不用再來回的修正，因此可以更有效率的作影像辨別，而取得點群資料。

### 3. 點群資料排序：

在取得一層的點資料後，因為在辨識的過程中點資料所排列的順序並不是輪廓的順序，辨識出來的點資料是雜亂無章的，所以要先作過點群資料的排序，才能方便點群網格化。本研究是採用尋邊差值運算的方式作點群資料的排序，這種方法是運用點資料的座標值之間的距離作運算，以完成所有輪廓點資料的排序。

#### 4. 點群網格化：

所有圖層的點群資料排序後，接下來要做的就是完成整個 3D 實體的部份，以往在做實體擬合的動作是透過曲線及曲面的擬合，再轉換成三角網格的型態。本研究當中選用直接由點群排序完成的點資料作 STL 網格化的動作，如此可以節省許多的時間。完成了整個實體的網格化之後，可直接存成\*.stl 的網格資料檔，可供給 CAD 的運用。

#### 5. 實體模型之比對及分析：

為求證本研究所提出的層層網格排列法，所建構成型的實體是否可達到和由曲線所建構的實體一樣，因此本研究亦由點群資料一層一層由 CAD 軟體建構曲線，且設定曲線之起始點和曲線的方向，再將這些曲線掃掠成型，成型後再轉成\*.stl 檔。最後將兩個實體之\*.stl 檔匯入軟體中作 STL 的分析，可瞭解到這兩種實體的曲面誤差是否可以達到可接受的範圍。

#### 6. 虛擬實境展現及 RP 快速原型模型製作：

完成醫學影像的 3D 實體的網格化之後，在最後的展現出來的方式有許多種，研究上，運用虛擬實境及 RP 快速原型的方式將其展現出來。虛擬實境的運用，可以讓醫生只要透過電腦的展現就可以直接看到整個 3D 實體，亦可以提供醫生在醫療上的運用，包括可以做虛擬手術模擬、虛擬手術的訓練...等。RP 快速原型的呈現可以讓使用者直接看到實體，對醫生來說可以直接看到、瞭解到病人的病變之處，如有需要製作矯正器，亦可透過此模型進行翻模。

本研究提出使用灰預測理論及點資料直接網格化的方式，快速的完成生醫的 3D 重建，最後依照研究流程，針對人體的頭蓋骨及大腿骨作實體的重建，並以虛擬實境及 RP 快速原型的方式作實體展示。

## 1-4 全文架構

本研究論文分為六章，各章節內容概述如下：

### 第一章 緒論

針對此論文的研究背景、動機及研究方法步驟，作概略性的描述，說明為何要作此研究，如何去達成本研究。

### 第二章 文獻探討

由於本論文的主要目的是為了快速重建醫學影像的重建流程，而目前在醫學影像這方面有許多的人在做研究，因此針對在研究中所用的方法及目前所使用的狀況作文獻的探討。

### 第三章 影像處理

在本章節主要探討的是本研究如何由醫學影像取得點資料，首先說明何謂醫學影像、如何取得，再來所探討的就是如何使用動態灰預測進行影像辨識而取點群資料，最後將所有的點資料轉存為檔案，以方便利用。

#### 第四章 生醫 3D 實體模型重建

生醫 3D 實體模型的體建為本研究的另一個重點，本研究提出以直接網格化的方式進行重建，在這章節中說明是如何由雜亂的點群資料進行點資料的排序、網格化(層層網格排列法)及最後的實體展示。

#### 第五章 實例應用

利用本研究的方法進行人體器官的重建，在重建的過程中是以自行所撰寫的程式所完成的，且在最後將目前所使用的方法及本研究所使用的方法進行對照及分析。

#### 第六章 結論及未來展望

說明整個研究之結果及未來可研究之方向。

## 第二章 文獻探討

本研究主要是在探討如何快速重建生醫實體的製作，所以在本研究當中的文獻探討主要針對四個方向作探討：(1)生物電腦輔助設計(2)逆向工程(3)醫學影像辨識(4)實體擬合。

### 2-1 生物電腦輔助設計(Bio-CAD)

生物電腦輔助設計主要有分很多部份，但在本究中較針對醫學影像的重建進行探討，在這個部份所探討的包括如何重建、重建完成後在醫學上有何應用，而目前在方面的研究有：

1.W. Sun[18]等人，針對 Bio-CAD 中的醫學影像進行生醫 3D 重建技術的探討，在研究中提出三種不同的重建方式：(1)MedCAD（市面現有之軟體）(2)點群曲線重建(3)STL(三角網格)重建。這三種方法的重建各有不同之優缺點，其中 MedCAD 和 STL 的方法為最為快速，但是使用 MedCAD 得到的生醫實體最為較差，點群曲線重建的方法所取得的生醫實體最好，但是製作的流程較為複雜。

2.U. Kühnapfel[17]等人，建立一套虛擬手術系統，以 Minimally invasive surgery (MIS)方法作為手術的基礎，且已達到多種情況的模擬如：止血、縫合、注射...等動作。系統中針對人體的器官進行手術模擬，同時利用力回饋的方式將其表現出來。動脈出血的模擬可以模擬動脈受損出血的情況及止血的情況。

3.姚文隆[26]等人，透過逆向工程、快速原型、電腦斷層掃描技術、熱成型技術(Thermoforming)製作出透明齒列矯正器。將病人口

中的牙齒掃描並且建立 3D 圖形，再利用快速原型技術製作出原型件，最後才以熱成型技術製作出透明齒列矯正器。並且改善了舊型的矯正器的不方便性和外觀。

4.黃維信[29]等人利用虛擬實境的方式，開發出一套虛擬手部復健系統，在系統中結合了數位感應手套。使患者運用此系統針對手部拿物品，做復健的動作。並且建立一般正常人拿捏的資料庫，以供患者作為復健的數據。

5.陳欣沛[36]提出一套腹腔鏡手術模擬系統並且強調對膽囊切除手術中重要程序的訓練。系統主要包括了五個部分：即時變形、逼真的力回饋、快速的碰撞偵測、手術動作、以及逼真的視覺呈現。

6.黃信憲[28]針對人體肝臟運用磁核共振影像進行處理，以肝臟影像中之肝門靜脈血管區域，進行資料視覺化（Data Visualization）之程序，將目前現有之二維影像利用演算法使其影像重建（Image Reconstruction）為三維立體影像，並提供肝門靜脈血管三維影像與血液流速大小、方向之相關影像資訊。

## 2-2 逆向工程

逆向工程在工程的運用上十分的常見，其主要都是針對實體在 CAD 上進行重新建構，其可以有效縮短產品的開發時間。而在另一方面，也可以從影像中取得點群資料進行重建，這個主要運用在醫學影像當中較多，其整個製作流程如圖 2-1 所示。



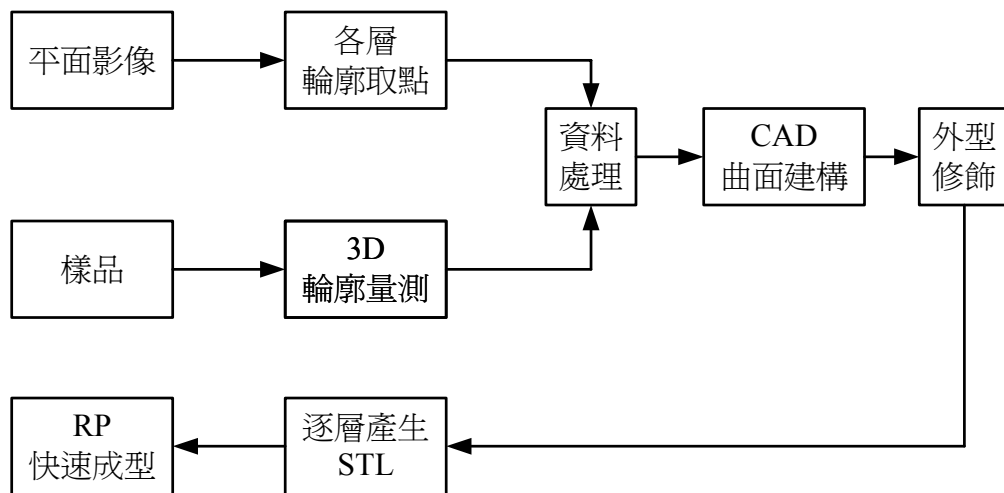


圖 2-1 逆向工程運作流程圖

而目前在這項領域的研究有：

1. Arnaud Bertsch[1]等人，利用微小 RP 快速原型機，將小型 3D 物件成型出來，並且針對於成型時所造成的破洞問題加以探討。

2. Choi[3]等人主要是在探討以實體運用 RP 的方法可以將其物件作出展現，可以讓設計者在設計過程的時後，可以知道在組裝上是否會發生問題，在此研究當中也利用一些複雜的實體—中國文字和蜘蛛的呈現，作為驗證的方法。

3. 簡健哲[41]結合了 CT 和 MRI 之影像方法於頭部，利用了 CT 清晰的骨骼影像和 MRI 灰階分明的腦組織影像，並且利用物件導向視覺化發展工具 VTR 重建三維的頭部影像。

4. 李武松[21]利用取得之電腦斷層掃描(CT)圖片檔，運用影像處理、電腦圖學等技巧，以重建出傷患骨骼植入物的模型，並且在電腦上模擬其貼合的程度，再利用快速原型機將植入物成型完成。

5. 林志勇[24]利用磁振造影影像針對於人體器官做掃描，經過前處理之後運用逆向工程曲線及曲面嵌合技術來重建人體器官，最後將圖型轉換成 VRML 格式，提供虛擬實境之運用。

6. 陳俊諺[45]利用掃瞄資料建立多面體架構的實體模型，首先需要對樣品做不同方向的掃瞄，以取得完整的量測資料；然後再透過資料座標定位、資料整合、平滑化、資料簡化、資料縫補與薄殼化等技術來建構實體。

7. 許智超[31]提出以 NURBS 曲線、直接切層 (Direct Slicing) 與適應性切層 (Adaptive Slicing) 為理論基礎的整合方式，並利用 Visual C++ 語言開發整合系統。透過整合系統的運算，將掃瞄點資料進行處理，最後輸出 HPGL 格式檔，可直接給予快速原型系統成型。

## 2-3 醫學影像辨識

醫學影像辨識在於目前都是使用梯度遮罩運算子對影像進行影像的辨識，主要是運用數學轉換式建立像素的遮罩，在用此遮罩進行運算，而目前使用此方法的有研究有：

1. 劉光筠[38]利用 CT 和 MRI 之方式去針對脊椎開發出一套-利用參考模組套入梯度影像之逼近演算法 (Gradient-Image-Approaching Method by Reference Model)，並作出的一套二維及三維脊椎影像重構顯示系統。

2. 李清隆[22]，用疊代遞迴的方式，設計一簡單且高效率的邊緣偵測系統。一般的邊緣偵測是以運算子遮罩的方式來處理，對於雜訊的免疫能力較弱，該文提出疊代遞迴的方法，則對雜訊有較佳的抵抗能力。

3. 張明治[32]提出運用基因演算法，配合梯度遮罩運算子，來偵測超音波影像邊緣。並且和一般的梯度遮罩作比較，在這兩種方

法最主要的差異在於基因演算法的適應函數的設定，其中一個方法以梯度值來決定適應值，另一方法則以代價函數來決定適應值。結果運用基因演算法所得到之曲線輪廓可以有效的減少雜點。

## 2-4 實體擬合

實體擬合的研究主要是在探討取得點群資料後，如何作後端的處理，在後端的處理成型上本研究將其分為二個部份作探討，分別為(1)曲線擬合(2)Voxel 和 Marching cube。

### 2-4-1 曲線擬合

曲線擬合主要是運用各層的點群資料進行平面曲線的建構，在建構曲線時可以對點群資料作刪減點資料的動作，當建構完成所有圖層的曲線後，再透過這些曲線以曲面掃掠的方式建構完成實體。在目前運用此方式建構的有：

1.D.Ma[6]等人提出以 NURBS-Based volume 的方式對人體器官進行重建之工程，最後將重建後的實體轉換成 STL 且在 RP 上作輸出成型。

2.Lee[16]等人提出運用各層影像的形狀為基礎，進行實體的拉伸。在研究中探討一個基本的層與層之間如何去建構實體，在建構的過程中將兩層的曲線切成同樣多之線段，再利用這些線段進行曲面的擬合。

## 2-4-2 Voxel 和 Marching Cube

Voxel 稱之為體素[5]，是與 pixel（像素）類似的定義，voxel 是指在三維物件當中的一個最小立體方塊點。將一個 voxel 的中心定義為(x,y,z)，如圖 2-2 所示。在每個 voxel 所代表為物質的所有，包括密度、顏色、不透明、物質大小和其它用戶定義的參量。

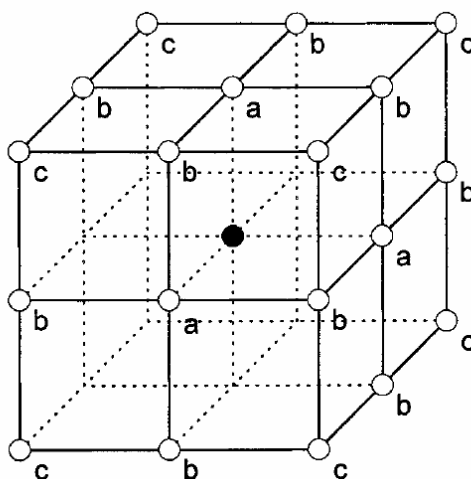


圖 2-2 基本 voxel

voxel (x, y, z)在基本結合上，有三種表示型態：

6 面相鄰結合： $(x-1, y, z)$ 、 $(x+1, y, z)$ 、 $(x, y-1, z)$ 、 $(x, y+1, z)$ 、 $(x, y, z-1)$ 、 $(x, y, z+1)$

12 邊相鄰結合： $(x-1, y-1, z)$ 、 $(x-1, y+1, z)$ 、 $(x-1, y, z-1)$ 、 $(x-1, y, z+1)$ 、 $(x+1, y-1, z)$ 、 $(x+1, y+1, z)$ 、 $(x+1, y, z-1)$ 、 $(x+1, y, z+1)$ 、 $(x, y-1, z-1)$ 、 $(x, y-1, z+1)$ 、 $(x, y+1, z-1)$ 、 $(x, y+1, z+1)$ 。

8 角相鄰結合： $(x-1, y-1, z-1)$ 、 $(x-1, y-1, z+1)$ 、 $(x-1, y+1, z-1)$ 、 $(x-1, y+1, z+1)$ 、 $(x+1, y-1, z-1)$ 、 $(x+1, y-1, z+1)$ 、 $(x+1, y+1, z-1)$ 、 $(x+1, y+1, z+1)$ 。

如果純粹將每個 pixel 都使用 Voxel 展現出來，會有一個問題。

那就是當空間切的夠細和 viewpoint 放的夠遠時，因為整個物體在螢幕上的面積會佔的比較小，所以比較不會發生有“漏洞”的情形。但是只要接近物體到一個程度，會發生漏洞的現象。另一個問題是，Voxel 必須切割的很細，才會有好的顯示效果。

因此有人提出運用 Marching Cube 的方式對 Voxel 進行切割，使 Voxel 在 3D 實體中可以產生一個更為平滑的平面，其切割的方式有 15 個基本的形狀，如圖 2-3 所示[6]。

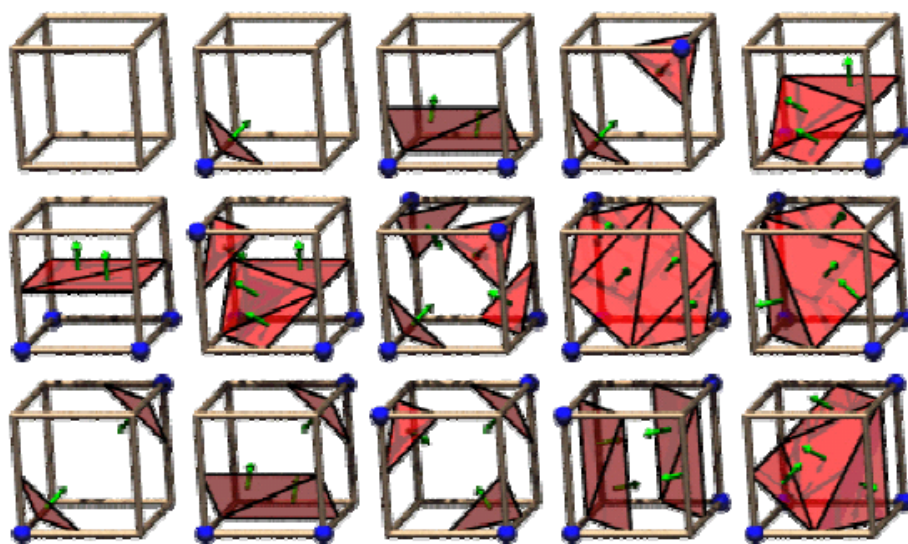


圖 2-3 Marching Cube 的基本 15 種形狀

目前運用 Voxel 和 Marching Cube 方式對生醫實體進行重建的有：

1. Ma[5] 等人使用 C++ 語言，並且針對 NURBS modeling Voxel-based modeling 做為人體的骨頭重建的方法，但是在這當中，是以同一個骨頭分別針對不同的部位以不同的建構的方法去建構完成，最後以聯集、交集、差集的方法去做結合，而得到一個完整的骨頭。

2. 趙一平[39]將 CT 掃描肺臟之影像，經過影像增強和邊緣選取

之後，將其邊緣點利用 Marching Cube 的三角形貼圖方式，將二維的組成了三維的立體物件，並進行半自動邊緣選取、去除雜訊、區域成長、Ray-casting、Voxel-highlight 等影像處理函式來分析出肺活量、氣管壁厚度、氣管截面積、肺氣腫程度參數及氣管走向及角度。

3.Bank[11]等人提出了運用 Marching cube 可以將 CT 和 MRT 建構出模型，並且利用 VRML2.0 和 Java language 建立一套虛擬網路的系統，建構一個虛擬的 server，可以供操作者使用，在建構 3D 模型之架構是使用 C++ 語言來建構完成的。

## 2-5 文獻小結

由這些研究中可以瞭解到目前醫學影像的重建過程及方法，但是在這些方法中如何能夠快速且準確的對實體進行重建，為本研究的重點。目前在醫學影像的重建中主要分成兩個進行階段：1.影像辨識 2.實體重建。影像辨識目前都還是以梯度遮罩運算子為主，但是梯度遮罩運算子對於影像的辨識，都是以偏微分導數為基礎，而導數運算會增加雜訊頻率，故當影像受到雜訊干擾時，採用運算子遮罩所求得之影像邊緣較為粗糙且雜訊不易濾除，因此本研究提出以灰預測的方式進行影像辨識。而在實體重建的部份目前有：(1)曲線擬合(2)Voxel 和 Marching cube，這兩種方式的重建方式都有缺失的存在。因此本研究提出以灰預測的方式進行影像辨識，以層層網格排列法進行 3D 實體的重建，這些方法可改善目前研究上的缺失。



## 第三章 影像處理

影像處理在影像逆向工程中佔了一個很重要的地位，在這個環節中沒有處理的妥當，可能會造成下個步驟的實體模型重建產生誤差。如何能快速的在醫學影像中找出正確的輪廓為本章節的重點，本研究所採用的方法為灰預測法，而不是傳統中所使用的梯度遮罩法(Gradient Mask Operation)[38]。在本章節中會依序介紹醫學影像、灰階影像和如何的運用動態灰預測法取得所有的點群資料。

### 3-1 醫學影像

醫學影像的發現是醫學界的一大突破，可不用對人體有所傷害而得知人體內的器官所有狀態，包括是否有疾病的產生還是患者受傷之程度，醫學影像的發現是造福了許多的人們。目前醫學影像的取得方式有：X 光影像、電腦斷層掃描、磁振造影...等。

#### 3-1-1 X 光影像

1895 年德國物理學家倫琴 (Professor Wilhelm Conrad Roentgen) 在研究時，無意中發現能穿透一定物質的 X 射線，並用它拍攝了他夫人左手指骨的影像片，開創了人類利用核科學技術診斷人體結構及變化的醫學影像學先河。自從 X 光在 1895 年被發現後，醫學界便廣泛利用它作診斷用途。X 光擁有能穿透物質的特性，相同的 X 光能量，對於不同密度的物質，有不同的穿透能力。因為人體的器官及骨骼有著不同的密度，當 X 光投射及穿透人體某個部位後，便

能在 X 光片上造成深淺不同的影像。這些影像對於病症診斷有很大的幫助，最常見的檢查是應用於診斷骨折 (Fracture) 及肺部的疾病上如圖 3-1、3-2。



圖 3-1 骨折 X 光圖



圖 3-2 肺部 X 光圖

### 3-1-2 電腦斷層掃描

早在 1950 年代, Allan M. Cormack 便開始探討各種 CT 的原理; 但一直到 1960 年代末期, 英國 EMI 公司的實驗中心才根據 Cormack 原理, 嘗試建立一套 CT 設備。Godfrey Hounsfield 是整個實驗計畫的主持人, 1971 年他所領導的工作小組建立了第一套 CT 系統, 並於 1972 年春正式發表頭部的 CT 影像。由於掃描範圍的限制, 早期 CT 僅用於頭部斷層檢查; 到了 1976 年, Robert Ledley 發展出第一套可以掃描整個人體軀幹的 CT 系統, 如圖 3-3 所示。從此以後,





圖 3-3 電腦斷層掃描機

CT 正式在臨床診斷上扮演其無以倫比的重要角色。

電腦斷層掃描主要功能為透析人體內部、血管、骨頭，電腦斷層掃描是利用 X 射線來產生影像，結合 X 光與電腦科技的診斷工具，以一組 X 光射源由身體不同的角度照射，並利用電腦將資料組合成身體橫切面的影像。因電腦斷層能夠將很小的骨頭或鈣化點表現出來，在診斷治療脊椎方面，或者手腳及其他骨頭構造的傷害，具有非常重要的地位。電腦斷層也常被利用在意外或外傷的病人身上，以快速診斷出骨頭或其他體內器官的傷害情形。

一般臨床所提及的 CT，通常指的是以 X 光為射源所建立的斷層圖，稱為 X-ray CT。但是它和 X 光片最大的不同是在於它是以很多張 2D 的 X 光片所組成的，且它所照出來的和一般 X 光片剛好成 90° 不同方向的顯示，再將這些 2D 的 X 光片經由電腦的運算而取得橫截面的組織影像。

### 3-1-3 磁振造影

磁振造影早期稱為核磁共振造影 (Nuclear Magnetic resonance imaging, NMRI)，為了避免與核子輻射產生混淆，才轉變成現有的名詞，磁振造影是自從 X 光及電腦斷層掃描發明以來，影像醫學的另一重大突破。傳統 X 光或是電腦斷層掃描都是利用 X 射線穿透人體組織的特性來成像，讓我們看到內部器官形態上的變化。有經驗的放射線科專員便可經由 X 光轉變成的影像，來判讀器官發生了什麼形態上的變化。

磁振造影是利用體內氫原子在強大磁場內受無線電波激發，而釋放出的訊號來成像。依體內組織成份不同（如脂肪、水、蛋白質）而有不同的訊號。所以它對於人體軟組織的解析力比傳統 X 光或電腦斷層掃描更佳，而且沒有令人擔心的游離輻射。除了類似一般電腦斷層掃描可偵測體內器官形態上的變化外，磁振造影另外有幾項特殊的功能，對疾病的診斷更正確。

利用強力的磁場及電磁波共振原理，能夠提供多方位的解剖，血管影像和組織特性。在骨骼、脊椎關節疾病、腦神經檢查、胸部、心臟、腹部、肝臟、腸胃或其它疾病等方面，均能提供精細有效的檢查。

### 3-2 灰階影像基本理論

在醫學影像取得之後，再來所要探討是如何在這些醫學影像中取得影像輪廓。在進行影像辨識之前，先需對影像有所瞭解，取得醫學影像之後皆將所有圖片轉換成灰階像影像，灰階影像主要是由像素 (Pixel) 所組成的，每個像素即代表影像上的一點，然而每個

像素均有一個介於 0~255 之間的灰階值 (Grey level)：當灰階值為 0 時，該像素則代表黑色■；當灰階值為 255 時，該像素則代表白色□；當灰階值在於 128 左右時則代表為灰色■。

一般醫學影像的尺寸大小，大都是以  $m*n$  二維陣列函數表示，而  $f(x,y)$  則代表影像灰階的大小，其中的  $x,y$  表示影像中的座標。通常一般常用灰階影像尺寸以 128\*128、256\*256、512\*512 為主。醫學影像主要為是以黑色為主，當對人體進行掃瞄時如遇有人體器官時會以白色的方式呈現，因此在邊緣處會產生振幅的變化，而本研究是透過此現象的變化進行邊緣的灰預測偵測，灰階值會與預測值產生落差，當落差值大於門檻值即可判定為邊緣。

### 3-3 灰預測理論

灰預測主要是根據 GM (1, 1) 模型(Grey Model)來進行系統行為預測的理論[43]，其預測流程參考圖 3-4。



圖 3-4 灰預測流程

灰預測流程說明：

#### 1. 原始序列：

由系統行為中所獲得之離散數據，將這些離散的數據排列成一序列，當成為原始序列，其序列之陣列值  $x^{(0)}$ 。

$$x^{(0)} = [x^{(0)}_{(1)}, x^{(0)}_{(2)}, \dots, x^{(0)}_{(k-1)}, x^{(0)}_{(k)}]$$

$k = 1, 2, 3, \dots, k$  ; 常數

## 2. 累加生成(Accumulated Generation Operation, AGO) :

將原始序列進行累加的動作，使其數據由原本的跳動情況變成嚴格單調遞增的情形，透過累加這個動作即會產生一個新的序列，再將這個序列代入 GM(1, 1)模型中進行推測。

## 3. GM (1, 1) 模型

將累加生成過後的序列代入 GM (1, 1) 源模型中，建構參數矩陣，並將求出的參數代回灰預測響應方程式，以便進行預測。

GM (1, 1) 源模型：

$$x^{(0)}(k) + az^{(1)}(k) = b \quad (3.1)$$

$a$  : 發展係數(development coefficient)

$b$  : 初始參數(grey input)

其中  $z^{(1)}(k)$  可由下列方程式：

$$z^{(1)}(k) = \alpha x^{(1)}(k) + \alpha x^{(1)}(k - 1) \quad (3.2)$$

$\alpha$  : 預測適應值，介於[0,1]，一般取 0.5。

估計參數  $a$ 、 $b$  之值可由兩種方式求出：(1)最小平方法(Least Square method)、(2)參數法。這兩種方式最主要要求出  $a$ 、 $b$  之值，求出之後方可代入灰預測響應方程式求出預測序列。

最小平方法：

序列數值代入：

$$\begin{aligned} x^{(0)}(2) &= -az^{(1)}(2) + b \\ x^{(0)}(3) &= -az^{(1)}(3) + b \\ &\vdots \\ x^{(0)}(n) &= -az^{(1)}(n) + b \end{aligned} \tag{3.3}$$

使用矩陣將其轉換成  $Y = B \hat{a}$ ，其中：

$$Y = \begin{bmatrix} x^{(0)}(2) \\ x^{(0)}(3) \\ x^{(0)}(4) \\ \vdots \\ x^{(0)}(n) \end{bmatrix} \quad B = \begin{bmatrix} -z^{(1)}(2) & 1 \\ -z^{(1)}(3) & 1 \\ -z^{(1)}(4) & 1 \\ \vdots & \vdots \\ -z^{(1)}(n) & 1 \end{bmatrix} \quad \hat{a} = \begin{bmatrix} a \\ b \end{bmatrix}$$

而  $a$ 、 $b$  的數值可以下列求出：

$$\hat{a} = (B^T B)^{-1} B^T Y \tag{3.4}$$

當 GM (1, 1) 源模型  $x^{(0)}(k) + az^{(1)}(k) = b$  以擬微分方程

$\frac{dx^{(1)}}{dt} + ax^{(1)} = b$  取代且初始值為  $x^{(0)}(1) = x^{(1)}(1)$  時，其灰預測響應方程式：

測響應方程式：

$$\hat{x}(k+1) = \left\{ x^{(0)}(1) - \frac{b}{a} \right\} e^{-ak} + \frac{b}{a} \quad (3.6)$$

4. 累減生成 (Inverse Accumulated Generation Operation, IAGO)：

累減生成主要是將灰預測響應方程式計算完成之序列進行逆減的動作，使其由嚴格單調遞增函數還原為原始的離散數據。

5. 預測序列

經過累減生成所產生的序列則稱為預測序列，在預測序列中會多出一組序列值，在這組序列值中的最後一個值為新預測值，如此即可取預測值。

6. 誤差分析

由於預測值是由 GM (1, 1) 模型所預測出來的，難免會有些許誤差量產生，故需定義容許的誤差範圍。

由運算前之原始序列數據與灰預測運算後之序列數據相互比較，以求得預測之誤差量。

其誤差公式為：

$$e(k) = \left| \frac{x^{(0)}(k) - \hat{x}^{(0)}(k)}{x^{(0)}(k)} \right| \times 100\% \quad (3.7)$$

### 3-4 灰預測應用於醫學影像

灰預測應用於醫學影像的辨識，主要是取影像中的像素值當成預測之序列值，因醫學影像是由極多的像素排列而組成的，故在本研究中是使用動態灰預測模型進行預測的，動態灰預測模型其建構流程推導與一般 GM(1, 1) 模型步驟最大的差異點在於新舊序列數據之遞補與刪除，因此只需將原數列之資料加以更替，使其成為一組新序列，便可進行建模運算求出模型估計參數而取得預測值。運用動態灰預測 GM(1, 1) 模型對所有的像素進行推導，而推導出之預測值再和實際醫學影像上的像素值進行誤差的比對，如誤差值超過所設定之門檻值，將此點判定為影像邊界點。

其整個影像邊緣判斷流程步驟如下：(1)序列定義(2)累加生成(3)建構估計參數矩陣(4)估計參數求解(5)建構灰預測響應方程式(6)累減生成(7)誤差評估(8)門檻值設定(9)影像邊緣判斷。

一般動態預測步驟僅到步驟 7 為止，隨即當新資料進入時重複步驟 1，以達到動態預測之目的，但若需將動態灰預測理論帶入影像之邊緣偵測處理，則需繼續進行下面兩個步驟，以求能找出影像輪廓。其原理說明：在圖面中因為每個像素都是介於 0~255 之間，因此運用這些值作動態預測，預測出下一組之值然後和圖面上的值作比較，如下幾組的數值有很大的落差時將此點記錄起來，當成可

能是為輪廓的點資料，如只有一個點落差很大時後，那點極有可能為雜點，故不做記錄的動作，其落差大小的判定是運用步驟 8 門檻值設定及步驟 9 影像邊緣判斷作判定。進行完所有縱軸方向的圖面之後再作橫軸的動態預測，兩次的預測中如果都判定為輪廓點時，就那是真正的輪廓點群資料，如圖 3-5 所示。

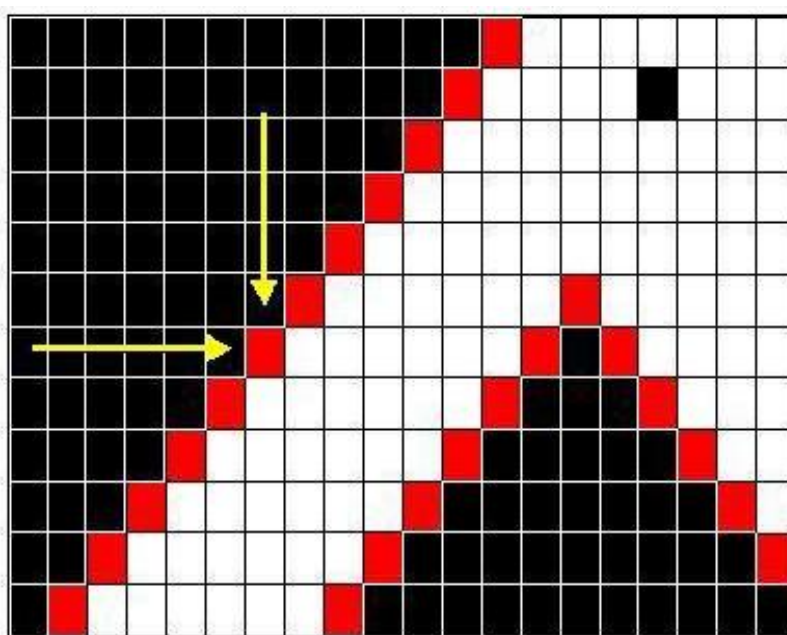


圖 3-5 灰預測理論偵測輪廓點資料

其動態模型建構流程步驟如下：

1. 序列定義：

設定 GM (1, 1) 模型建構所需之序列樣本數，當新數據資料輸入時，能同時刪除以前之舊數據資料，以確保動態模型之完整性。

說明如下：

定義模型建構樣本數為  $k$  個



原始數列：

$$x^{(0)} = \{x^{(0)}_{(1)} \quad x^{(0)}_{(2)} \quad \cdots \quad x^{(0)}_{(k-1)} \quad x^{(0)}_{(k)}\}$$

動態序列轉換：

$$x^{(0)} = \left\{ \begin{array}{c} \text{刪除} \\ \boxed{x^{(0)}_{(1)}} \quad x^{(0)}_{(2)} \quad \cdots \quad x^{(0)}_{(k)} \quad \boxed{x^{(0)}_{(k+1)}} \\ \text{遞補} \end{array} \right\}$$

新序列：

$$x^{(0)} = \{x^{(0)}_{(2)} \quad x^{(0)}_{(3)} \quad \cdots \quad x^{(0)}_{(k)} \quad x^{(0)}_{(k+1)}\}$$

使模型樣本數維持為 k 個，在本研究中為選定 5 組像素值為此序列之陣列值，如圖 3-5 中橫軸箭頭所指的位置作說明：

$$x^{(0)} = \{4 \quad 3 \quad 4 \quad 5 \quad 6\}$$

## 2. 累加生成(AGO)：

將序列數據轉換成單調遞增函數，以便於模型建構，將值進行累加動作而產生累加數列。

累加數列：

$$x^{(1)} = \{4 \quad 7 \quad 11 \quad 16 \quad 22\}$$

## 3. 建構估計參數矩陣：

本研究選用最小平方法將 a、b 求出，而估計參數矩陣是以 GM (1, 1) 源模型為基礎，將  $x^{(1)}$  序列數值代入方程式(3.2)中，以建

構出運算矩陣，其中  $\alpha$  值取 0.5。

$$z^{(1)} = \{ 5.5, 9, 13.5, 19 \}$$

$$3 = -a \times 5.5 + b$$

$$4 = -a \times 9 + b$$

$$5 = -a \times 13.5 + b$$

$$6 = -a \times 19 + b$$

$$Y = \begin{bmatrix} 3 \\ 4 \\ 5 \\ 6 \end{bmatrix} \quad B = \begin{bmatrix} -5.5 & 1 \\ -9 & 1 \\ -13.5 & 1 \\ -19 & 1 \end{bmatrix} \quad \hat{a} = \begin{bmatrix} a \\ b \end{bmatrix}$$

4. 估計參數求解：

估計參數  $a$ 、 $b$  之值可由下式求出：

$$\hat{a} = (B^T B)^{-1} B^T Y$$

$$a = -0.2200488998 \quad b = 1.9144254279$$

5. 建構灰預測響應方程式：

求出  $a$ 、 $b$  後再將  $a$ 、 $b$  值代入方程式(3.6)求出預測序列之值。

$$\hat{x}^{(1)} = \{ 4, 7.12, 11.01, 15.86, 21.9, 29.43 \}$$

## 6. 累減生成(IAGO)：

將模型預測數列進行累減生成步驟，以還原序列數據並求出預測值。

模型預測數列：

$$\hat{x}^{(1)} = \{ 4, 7.12, 11.01, 15.86, 21.9, 29.43 \}$$

預測數列：

$$\hat{x}^{(0)} = \{ 4, 3.12, 3.89, 4.85, 6.04, \overset{\text{預測值}}{7.53} \}$$

預測值為 7.53

## 7. 誤差評估：

	k=0	k=1	k=2	k=3	k=4	k=5
$x^{(0)}_{(k)}$ 原始值	4	3	4	5	6	-----
$\hat{x}^{(0)}_{(k+1)}$ 預測值	4	3.12	3.89	4.85	6.04	7.53
誤差(%)	0%	4%	2.75%	3%	0.66%	-----

## 8. 門檻值設定：

門檻值(Threshold Value)的設定是為了要判定出預測值和實際

值(真正像素上的值)的誤差是否有超過一定的值，本研究在門檻值的設定上是採用手動設定的，設定值的範圍為 0~255 之間，設定完成後再代入方程式中取得百分比。

門檻值設定方程式：

$$TH = \left| \frac{255 - \text{input value}}{255} \right| \times 100 \% \quad (3.8)$$

*input valve*：手動輸入值

本研究中門檻設定為 150，太高會造成不易辨識，而太低會造成雜點過多，將其代入方程中而得到 TH=41.17%，因此在整個辨識上都是以這個值當成門檻值，再進行影像邊緣的判斷。

## 9. 影像邊緣判斷：

灰階影像在進行影像輪廓判斷時，大都設定一門檻值，當像素點之灰階值大於該值時則為目標點，反之則為背景點，而當該像素點之預測誤差大於其動態門檻值時，即表示該點為影像之輪廓邊緣點。

影像  $k+1$  像素點之預測誤差：

$$e(k+1) = \left| \frac{x^{(0)}(k+1) - \hat{x}^{(0)}(k+1)}{x^{(0)}(k+1)} \right| \times 100 \% \quad (3.9)$$

輪廓邊緣判斷：

$$\begin{aligned} & \text{if } e(k+1) > TH \\ & \quad f(x, y) = 1 \\ & \text{else} \\ & \quad f(x, y) = 0 \\ & \text{end} \end{aligned} \tag{3.10}$$

在圖 3-5 中所取的下一點之像素值為 248，而將 248 代入方程式中取得  $e(k+1)$  之值。

$$e(k+1) = \left| \frac{248 - 7.53}{248} \right| \times 100\% = 94.3\%$$

接下來進行輪廓邊緣判斷，因  $e(k+1)$  比 TH 大，故判定此點為輪廓點，並將其座標記錄下來。

如此重覆的進行所有步驟，即可得到一個完整的輪廓點群資料。本研究則利用 Matlab 撰寫灰預測動態模型程式，因此只需將 CT 影像或是 MRI 醫學影像匯入 Matlab 中就可計畫出影像的灰階值，再將這些灰階值數據帶入程式內運算，則可獲得該影像之輪廓邊緣。

## 第四章 生醫 3D 實體模型重建與展現

逆向工程中取得點群資料之前的工作通常都稱為前處理，在取得點資料後作 3D 實體模型的建構、修改和成型通常都是後續處理的動作。本章節主要是在探討運用灰測理論取得了點資料後，要如何將這些點群資料作生醫 3D 實體模型的重建，在本研究的重建過程中可以分為幾個步驟：(1)取得各圖層點群。(2)各層點群資料排序。(3)判斷圖層。(4)網格化。(5)完成實體網格化。如圖 4-1 所示。

各步驟流程說明如下：

### (1) 取得各圖層點群：

透過灰預測理論的方式取得醫學影像中的各圖層的點群，取得完成後將檔案各別的儲存。

### (2) 各層點群資料排序：

點群在網格化之前為方便網格化的利用，需將點群資料作點順序的排列，且找出點群資料之起始點。

### (3) 判斷圖層：

排序完成後需要將各圖層依序的輸入，輸入時需經過圖層的判斷，才可明確知道目前的圖層，因不同層會有不同的作法。

### (4) 網格化：

在網格化的過程中主要有分成三種：I.單平面網格化、II.側面與上蓋網格化、III.層與層之間網格化。

### (5) 完成實體網格化：

經由網格化的方式完成實體的建構，且最後將此實體儲存為 \*.stl 的檔案格式，以方便運用。

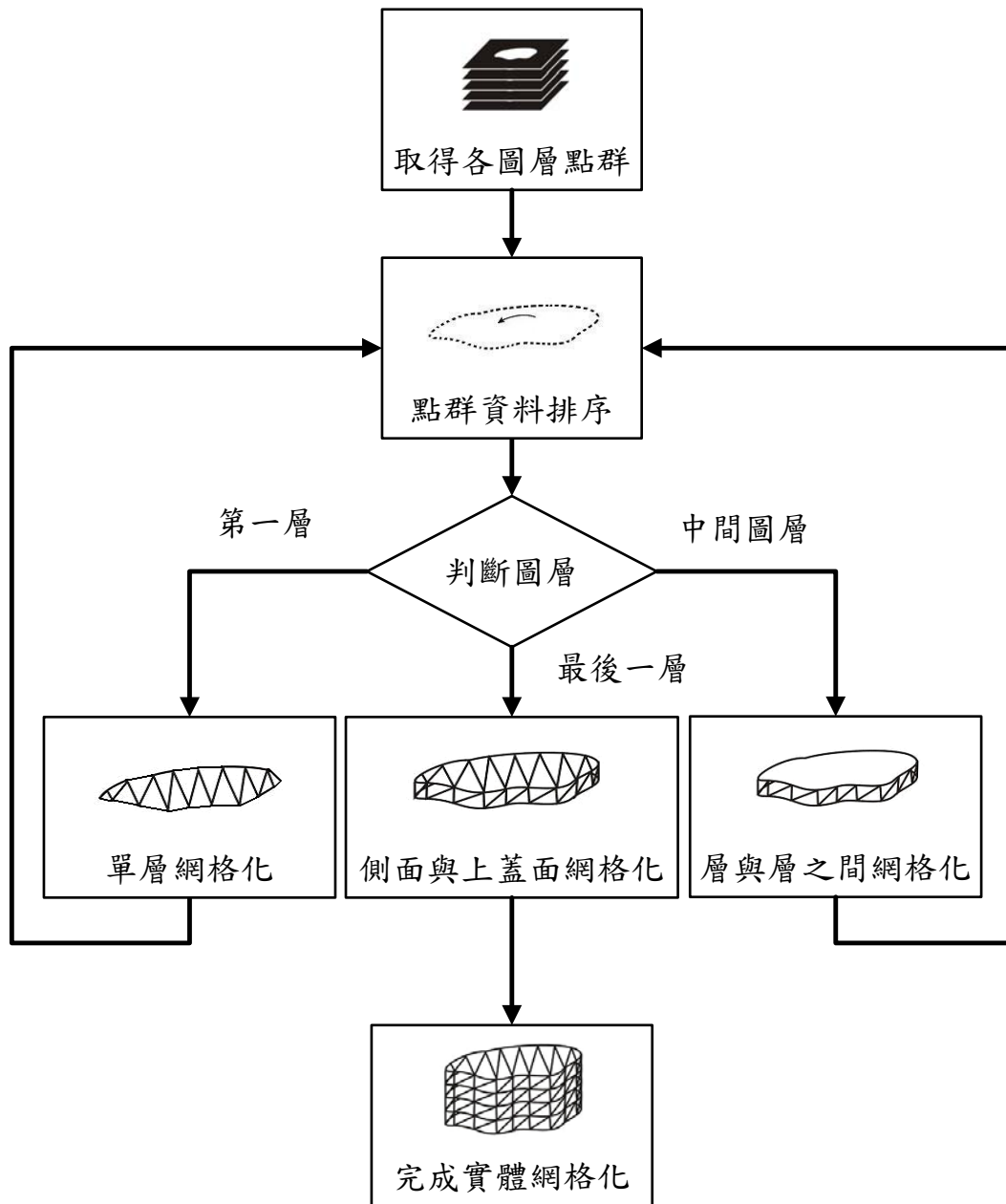


圖 4-1 3D 實體模型重建流程圖

#### 4-1 點群資料之排序

實體逆向工程和影像逆向工程最大的不同是在於點群資料的取得方式，由於影像逆向工程取得點群資料是依靠著影像辨識而得到輪廓的點群資料，但是這些點群資料是雜亂且無頭緒的，如果直接

進行重建，點資料在空間的搜尋上是比較費時且費力的，因此先將點群依各圖層作點群資料的排序後，再作實體的重建是會比較方便的。

在本研究中點群資料的排序方法，是運用尋邊差值運算法去當作排序的規則。點群資料在空間中是以  $x$ 、 $y$ 、 $z$  的方式作呈現，但是在做點群資料的排序的過程中，因為都是在同一個平面的關係，所以先不用考慮到  $Z$  軸的點座標，所以只要運用  $x$ 、 $y$  作差值運算即可以完成排序。

尋邊差值運算主要是運算點與點之間的距離，如圖 4-2 所示，因為在輪廓中鄰點的距離會是在所有點群資料裡距離最短的，這個距離可以用方程式(4.1)和(4.2)計算出來再作距離的比較。在比較的過程中會先把  $X_1$ ， $Y_1$  當成起始點，再透過方程式(4.3)搜尋出  $SP(x, y)$  點，如果  $L_2 < L_1$  的時後就將  $P_2(x, y)$  存入  $SP(x, y)$  成為第二點，如果  $L_2 < L_1$  就可以直接拿  $P_1(x, y)$  存入  $SP(x, y)$  當成第二點，然後再以  $SP(x, y)$  作為搜尋第三點的基礎，如有在輪廓排序上的點資料就可不用再搜尋。依照如此的運算法排序完成所有的點資料，如圖 4-3 所示。

距離方程式：

$$L_1 = \sqrt{X_2^2 + Y_2^2} \dots\dots\dots(4.1)$$

$$L_2 = \sqrt{X_3^2 + Y_3^2} \dots\dots\dots(4.2)$$



比較方程式：

*if*  $L_2 > L_1$  *then*

$$SP(x, y) = P_1(x, y)$$

*else*  $L_2 < L_1$  *then*

$$SP(x, y) = P_2(x, y) \dots\dots\dots(4.3)$$

*end*

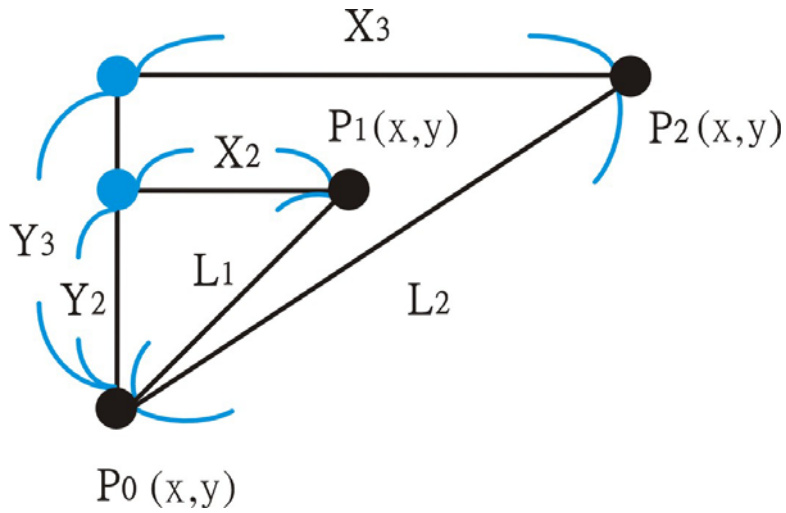


圖 4-2 差值運算說明圖

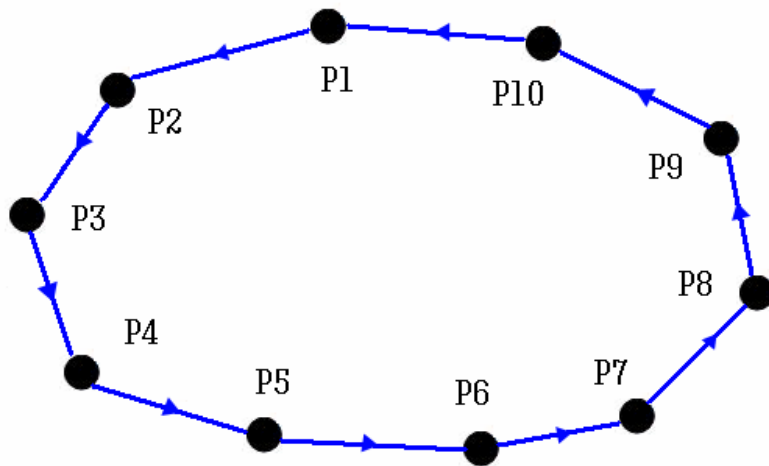


圖 4-3 點群完成排序

## 4-2 點群資料網格化

點群資料的網格化在本研究中是一個重點，如何從點群資料建構 3D 實體模型。因為在本研究中醫學影像是透過灰預測理論而取得點資料，所以都是以一層一層的平面為基礎，因此所取得的點群資料在實體中是以切面的方式。故將這些平面的點資料作搭接網格即可完成網格化，網格化的過程中可以分為 X, Y 軸平面的單層網格化和 Z 軸的層與層之間網格化。

### 4-2-1 三角網格

在未網格化之前先說明三角網格的基本型態，三角網格檔案格式主要是 STL(Stereo Lithography)，在 STL 中為許多三角平面集合所構成的實體模型，每個三角平面是由它的三個頂點與所屬的單位法向量所描述，如圖 4-4 所示[6]。

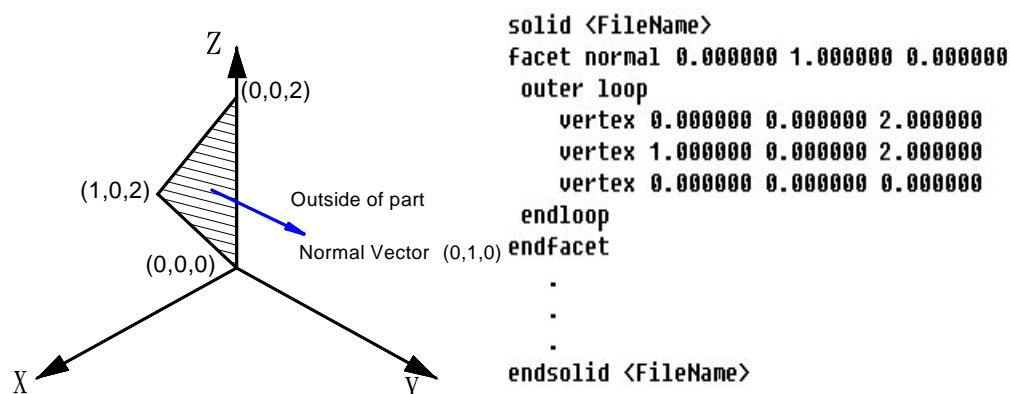


圖 4-4 STL 檔案格式示意圖

每個頂點皆有一組 X,Y,Z 座標，且頂點依照逆時鐘的方向排列。並可以利用右手定則的特性可知道單位法向量的方向，且指示

出每個三角平面，那一面為內側，那一面為外側，如圖 4-5 所示。且可依(4.4)-(4.6)式算出所屬之法向量與單位法向量值。

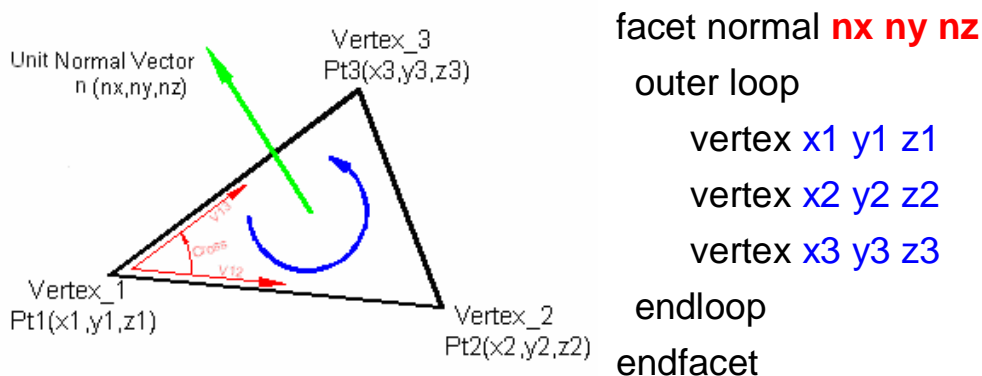


圖 4-5 三頂點排列順序圖

$$\vec{V}_{12} = \vec{Pt}_2 - \vec{Pt}_1 \quad (4.4)$$

$$\vec{V}_{13} = \vec{Pt}_3 - \vec{Pt}_1 \quad (4.5)$$

法向量  $\vec{N} = \vec{V}_{12} \times \vec{V}_{13}$

$$\text{單位法向量 } \vec{n} = \frac{\vec{N}}{|\vec{N}|} = (nx, ny, nz) \quad (4.6)$$

STL 檔案是由眾多的三角平面所結合，而各個三角面在結合時需依照下述三個規則[31]。

- (1)頂點對頂點。
- (2)一個邊只能被兩個三角平面所共用。

(3)相鄰三角面之單位法向量之方向需相同。

依循這三個規則將所有三角平面連結起來，就形成一個封閉的 STL 模型。

#### 4-2-2 單平面網格化

在一個輪廓不規則的平面中，如何將此輪廓的點資料轉換成三角網格。在前一個步驟中就有完成輪廓點群的排序，所以只要使用剛剛所排序完成的點群資料作網格化即可。

說明單平面網格化之前，首先要說明的是要如何才能從一個輪廓的點群資料中完成網格化，如果只是運用單點去做所有網格的連結，這樣可能會造成網格上的重疊錯誤如圖 4-6 所示，圖中的網格(1-5-6)和網格(1-5-7)就是網格重疊錯誤的部份。本研究中針對平面輪廓提出一種網格化的方法，因每一個三角網格都是由三個點所組成的，如何才能在平面中找出網格的組合模式，亦必需符合 STL 檔案中所規定之格式。

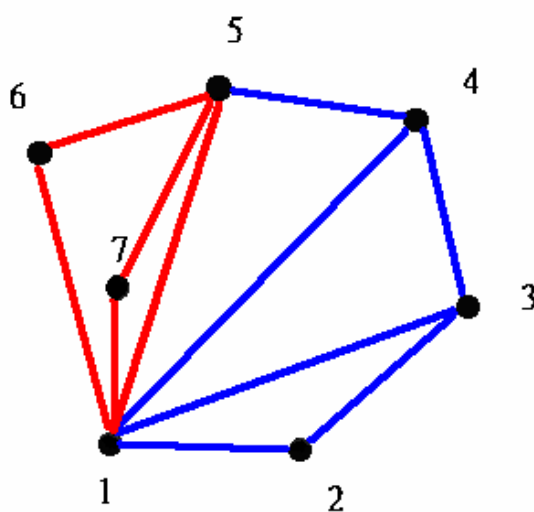


圖 4-6 網格錯誤

單平面網格化在網格化的過程中可以分三種模式進行，這三種模式中主要是依據點和點之間的距離作判別如圖 4-7 所示，要組成一個三角網格可以運用一條線和一個點作組合就可以達成，判別式的用意是為了找尋出距離此線段最短的點，如圖 4-7 中的點 3 和點 4 作比較，可以透過方程式(4.7)和(4.8)計算出點和線的距離。計算出  $D_r$ (右邊點之兩條線段和)和  $D_l$ (左邊點之兩條段和)後再使用判別式(4.9)作為判斷，找尋出最小距離的點當成三角網格中的第三個點。

距離方程式：

$$D_r = D_1 + D_2 \quad (4.7)$$

$$D_l = D_3 + D_4 \quad (4.8)$$

*if*  $D_r < D_l$  *then*

*NewPoint*  $\leftarrow$  3

*else*  $D_r > D_l$  *then*

*NewPoint*  $\leftarrow$  4 (4.9)

*end*

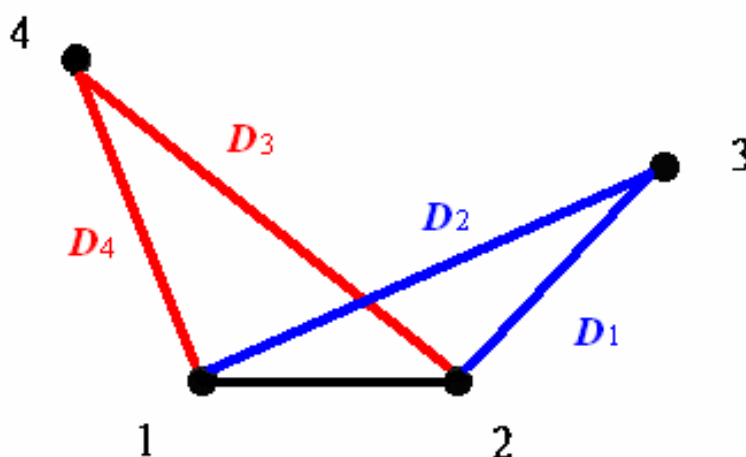


圖 4-7 網格搜尋比對圖

透過判別式的判斷只能組成一個三角網格，要完成一個單平面的三角網格還需透過另外的方法才可完成，因為找出最的短距離的點之後，要再取那一段為下一個網格的線段，找到下一個點的時後會有三種情況的產生，點會分別在此線段的左、右邊及中間的三種情況，如圖 4-8、圖 4-9、圖 4-10 所示。

如何判斷這三種情況，這個部份也是依照之前做點群資料排序中，所排序出來之點資料作判斷。當選定了線段之後在線段上的兩邊會有點資料，如圖 4-7 中的點 1 和點 2，這兩邊的各點當成搜尋下一個點的基礎，搜尋完成找到下一個點資料的時後，就開始進比對的動作，比對的方法是依據線段 1-2 的連續性作判斷，如找出來下一點為點 3，那就是在線段的右邊，如圖 4-8 所示；搜尋出來為點 7 時，那就是在線段的左邊，如圖 4-9 所示，因為此線段為 1-2，所以左邊的下一個判斷點為所有點群資料中的最後一點，亦左邊是從最大值開始作判定。當搜尋出的點都不是這兩個點時，我們將此點判定為在任意中間點時，如圖 4-10 所示。

其判斷的方式是以線段的兩邊的點值作加減 1 當成判斷點，因在上一個步驟中有進行點群排序，因此從加減 1 即可判斷是否有連續性。而在比對的過程中在線段右邊時就用加法，在比對成為左邊時就用減法，例如說：在圖 4-8 中的線段 1-2，如要判定它為線段右邊點，選用右邊的點 2 當成基礎點，它的下一點為  $2+1=3$ ，所以如果搜尋出來如果是點 3 就判定為線段右邊。而圖中因線段為 1-2 所以左邊的判定值為點 7，而點 7 的下一個點的判定值就是  $7-1=6$ ，所以就點 6 為下一個的判定值。完成了判定值的判斷後就分別以不同的方式進行下一個網格的網格化。

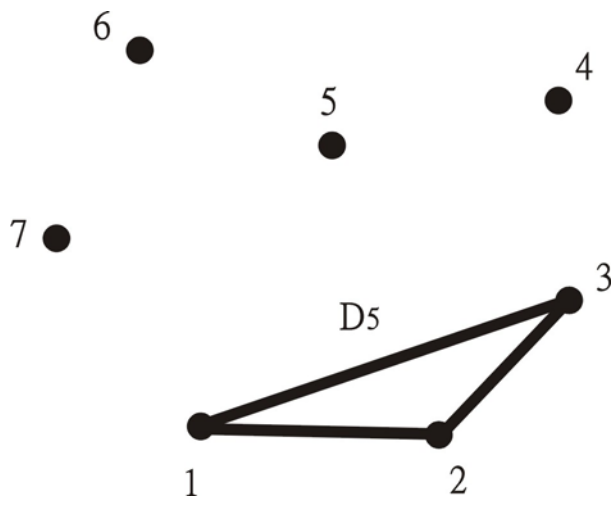


圖 4-8 搜尋出下一點在右邊時

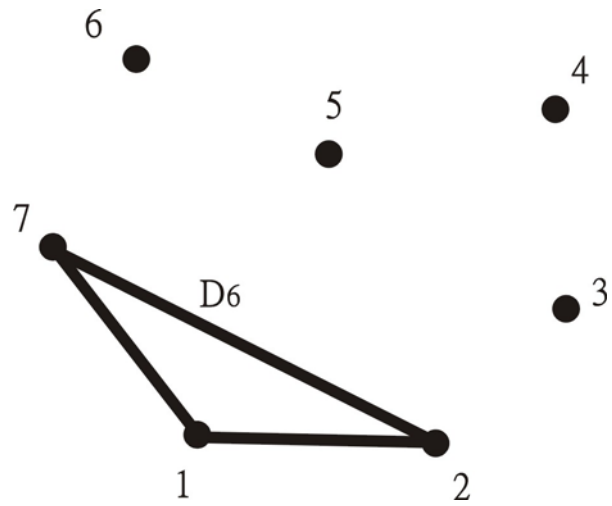


圖 4-9 搜尋出下一點在左邊時

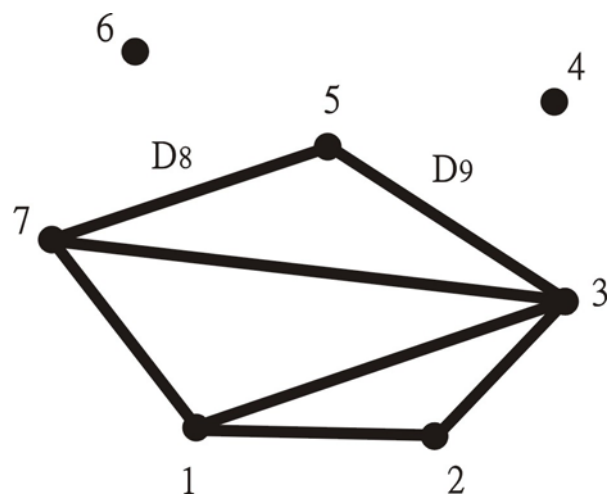


圖 4-10 搜尋出下一點在任意中間時

這三種情況的產生，分別有不同樣的執行方式：

### 1. 下一點在線段右邊時

當搜尋出來的點在線段的右邊時，所構成的三角網格會有一邊是輪廓的線段如圖 4-8 所示，因為線段 1-2 為基礎線段且本來就是輪廓的線段，要如何再判定另一個輪廓的線段。在本研究中提出：如判定為線段右邊的時後就是代表右邊的點有點連續，在單平面網格化中如有點連續的話那就是代表此線段為輪廓的線段，所以在這個網格中只有線段 1-3 不是輪廓線段，因此選用此線段當成要搜尋下一個三角網格的線段。在這當中我們也發現一個規則就是如果點是在線段的右邊時，下一個線段就是左邊的點到搜尋出來的點。而整個單平面網格化的過程，也運用這個原理完成所有點在線段右邊的網格化。

### 2. 下一點在線段左邊時

點在線段左邊的時後，其作法原理和點在右邊的作法是一樣，所以運用其方式及方法找出左邊為輪廓線段，如圖 4-9 所示。在這個三角網格中也只有線段 7-2 不是基礎線段和輪廓線段，其下一個線段亦有規則，就是搜尋出來的點和線段的右邊點構成下一個線段。而整個單平面網格化的過程中如有點是在線段左邊的時後，也運用這個方法完成網格化。

### 3. 下一點在任意中間點時

當搜尋出來的點是在未使用過的點群中的任意點時，那代表這個三角網格的兩邊都不是輪廓上的線段，如圖 4-10 所示。因此在執



行網格化的過程中，就將這兩段當成為搜尋下一點的基礎，所以會是以兩個方向作發展，發展的過程中會先以右邊的線段先為發展，右邊所有的點群資料都發展完成網格化之後，再作左邊線段的發展。

針對一個單平面的網格化，是可以運用本章節中所提之方法完成網格化的，如圖 4-11 所示，在圖中說明如何選定基礎線段，而再由基礎線段搜尋出最近的點，如此的推算搜尋，最後完成一個平面的網格化。本研究中這個部份是由程式語言 Visual Basic 所撰寫完成。



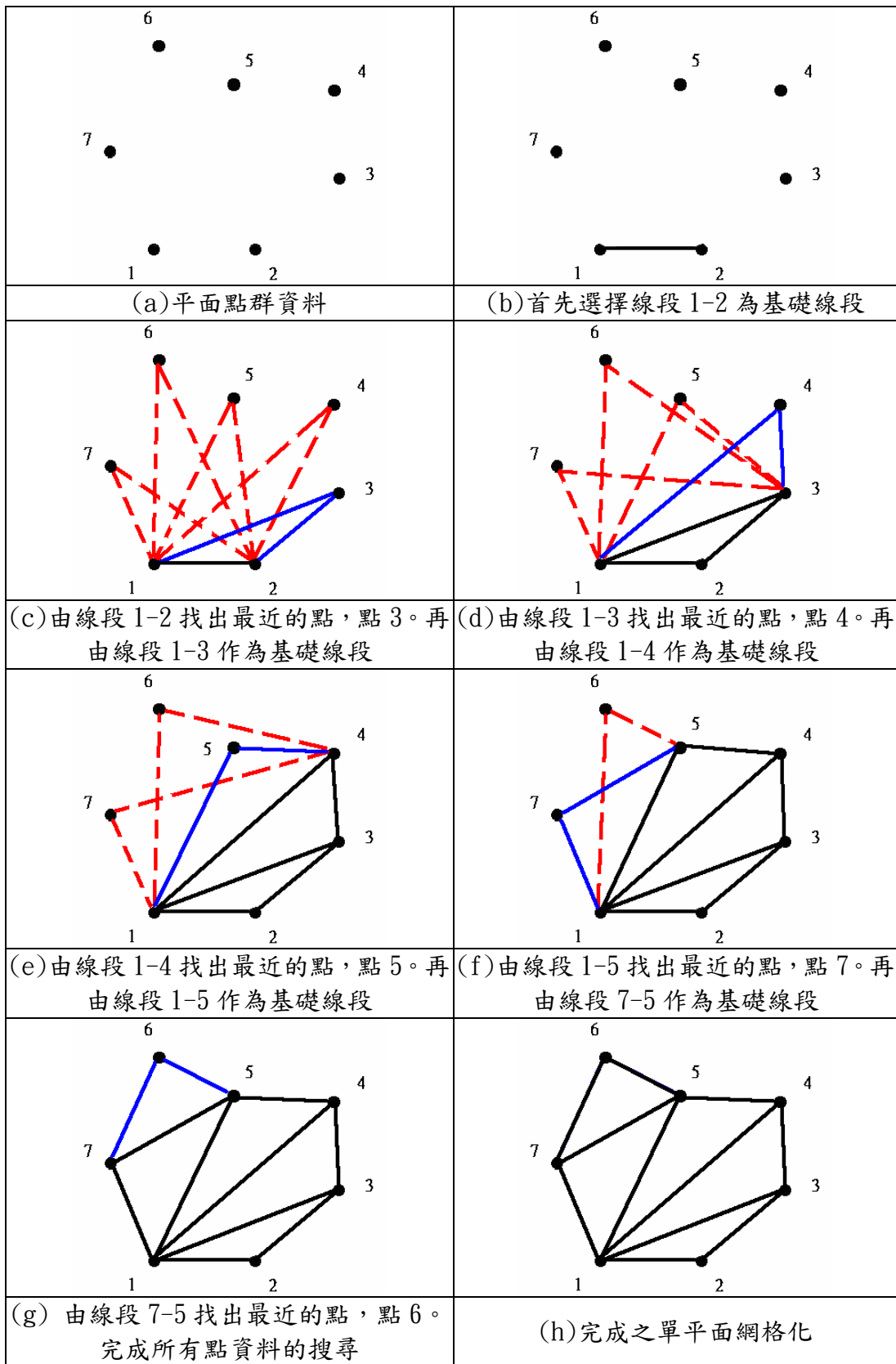


圖 4-11 單平面網格化之流程圖，其步驟為(a)~(h)

### 4-2-3 層與層之間網格化

層與層的網格化和單層網格化之間，最大的不同是在於層與層的網格化還有加上 Z 軸的方向，所以在網格化過程中所使用的方法也完全不一樣，層與層之間網格化要考慮到點在空間上所扮演的角色，怎樣才可以在空間中完成點和點的搭接。在這個章節中主要所探討的是單一個層與層之間的網格化如圖 4-12，因其他所有的點群層的作法都一樣。

本研究中的層與層之間雖有一個 Z 軸方向的差距，但是在取得點群資料時，每一個圖層中的點群 Z 值是一樣的，因此在本研究中不用考慮到 Z 值的變化。如將兩層點群資料從側邊來觀看，它們會是兩行平行的點群資料如圖 4-12 所示，所以點資料的排序也一個重點，本研究的排序是由前一個步驟所取得，因此兩層所排序的方向都會是一致的，所以只要運用層和層之間的點群就可以完成網格化。

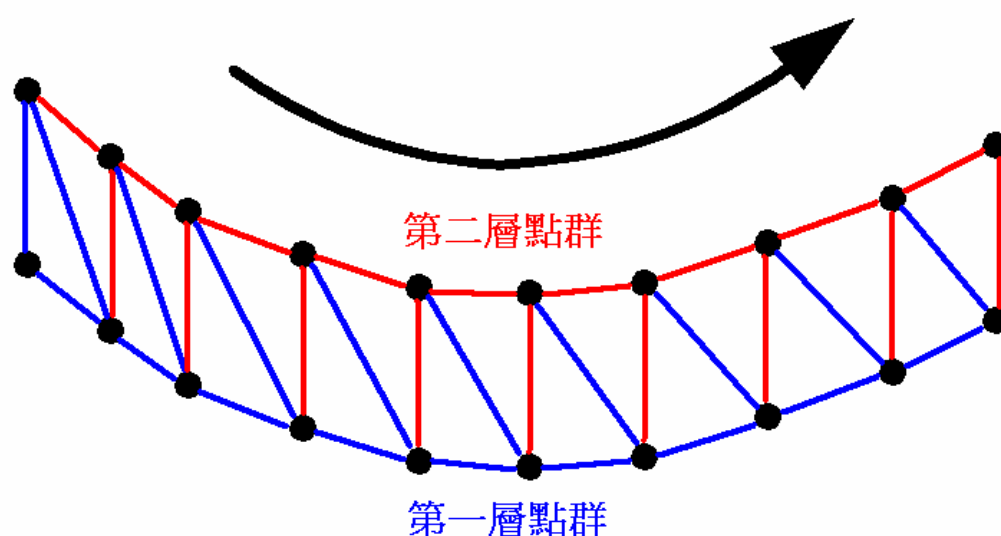


圖 4-12 層與層之網格化

如何從兩層的点群資料中製作三角網格，在本研究中提出一種網格化的方法如圖 4-13 所示，我們首先取出一個較為基本的點群來說明，在圖 4-13 中為上、下兩層的点資料，一層各取兩個點來作說明。圖中的 1-1、1-2 為第一層；2-1、2-2 為第二層，從這個基本圖型中可以瞭解到，每個圖層中除基本點(第一點)外，如在一個圖層中加一個點就會多加一個網格。而圖中這個網格方式可以當成一個三角網格的發展基礎，只要在兩個圖層中同時都有一樣的兩點存在時，就可完成像這樣的三角網格。

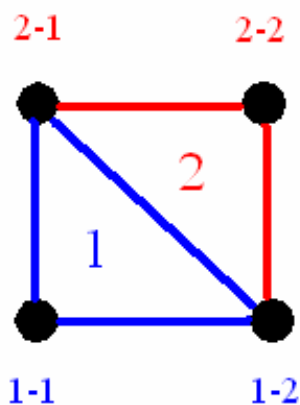


圖 4-13 層與層之基本網格型式

層與層之間的網格化過程中，因為每層的圖型都不同，所以透過影像辨識出來的點群數會有所差異，在本研究中把這種差異分成三大類：I.兩層點數相同如圖 4-14 所示。II.上層點數比下層多時如圖 4-15 所示。III.下層點數比上層多時如圖 4-16 所示。層與層的點數有所差異，所以網格化的方式也都不一樣，在取得兩層點資料的同時就要分類完成。

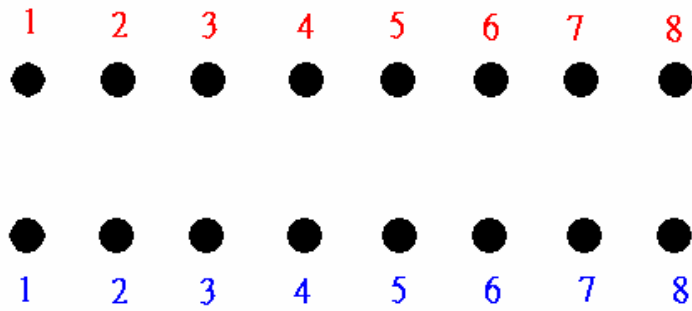


圖 4-14 兩層點數一樣

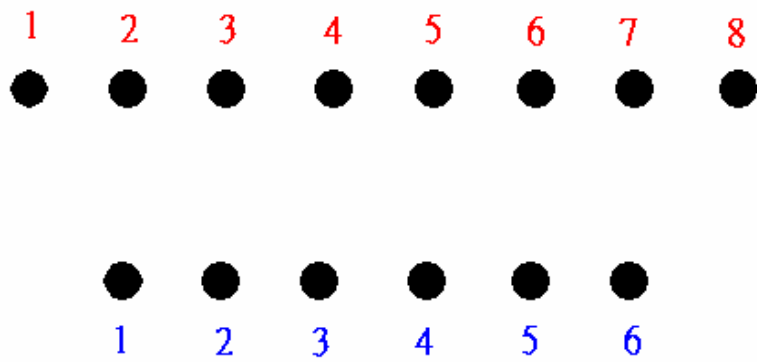


圖 4-15 上層點數比下層點數多時

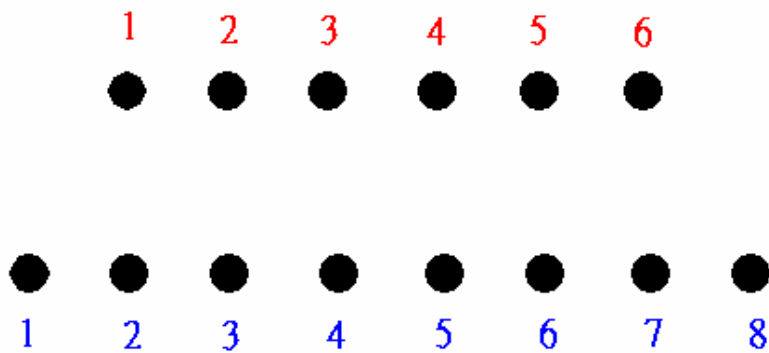


圖 4-16 下層點數比上層點數多時

這三大類網格化的方式大致上可以分成兩種方式進行，因為不管上層點多還是下層點多，我們都可把它視為兩層點數有所差異，而它們在網格化時主要不同的是以那一層的點資料為主，以下會有所說明。這兩種方式可分為：(I)點數無差異的，如圖 4-17。(II)點數有差異，如圖 4-18、圖 4-19，其執行網格化的方式：

#### I. 點數無差異：

在層與層之間的網格化中，點數無差異時是最為容易網格化的，因為在網格化時只要運用到基本網格型式就可完成如圖 4-17 所示。在圖中是一個 S 層和 T 層都是 6 點的圖層，首先是以  $i$  作為基礎，每當 S 層中的  $i$  值+1 時就增加一個基本網格如圖 4-13 所示，因為在這當中  $i$  的值和  $j$  的值是相同的，所以可以不用考慮到  $j$  值的點數，但是每當  $i$  值往下一個進行網格化之同時， $j$  值也需同時往下一個點進行網格化，所以在這兩層的  $i$  和  $j$  是同步的。

如果要將這兩層的側邊封閉，進行至最後一點時再加上一個基本網格，如圖 4-17 中進行至點 6 時，可以再加上一個基本網格讓點 6 和點 1 之間完成封閉。

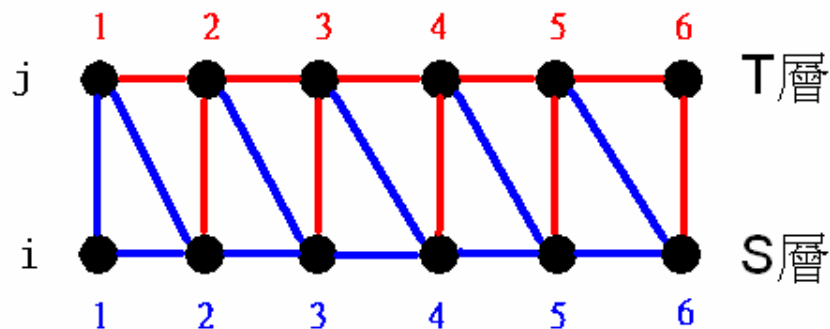


圖 4-17 點數無差異時之網格化

## II. 點數有差異：

點數有差異時在網格化時是比較繁雜的，因為要考慮的問題會比較多，變化也會比較大。在還沒有進行之前，我們把所有會產生的問題找出來，然後再針這些會產生問題的網格再進行網格化的說明。最主要的是點數上的差異量，差異量的多寡都是會影響如何網格化，在本研究中首先將點群數多的那一層的點數值設為  $j$ ，把點群數少的那一層的點數值設為  $i$ ，然後再將  $i$  和  $j$  的值代入方程式 (4.10)、(4.11) 進行運算。 $h$  代表的兩層之間的點之差異量； $q$  為商，代表的是在幾個跨距中多加一個 STL 網格； $r$  為餘，數代表的是有無整除的現象。

$$h = j - i \quad (4.10)$$

$$\frac{j}{h} = q \dots r \quad (q \text{ 為商、} r \text{ 為餘數}) \quad (4.11)$$

取得這些值後，可由這些值分成幾種類型：

Case1：整除。當  $j$  值進行至  $q$  之倍值時，往前加一個三角網格。

Case2：不整除，且餘數為 1。當  $j$  值進行至  $q$  之倍值時，往後加一個三角網格，且進行至所有  $j$  值運算完畢。

Case3：不整除，且餘數大於 1。當  $j$  值進行至  $q$  之倍值時，往後加一個三角網格，但當  $j$  進行至  $q * h$  之倍值後，即不再進行加三角網格之動作。

如下針對此 3 個 case 進行案例的說明：

(1) 整除

當  $r=0$  時是代表整除，整除在網格化中的作法是以  $j$  值為主要迴圈，當  $j$  值進行至  $q$  倍數之點的前一點進行多加一個三角網格，而其於的點群就使用基本網格即可，如圖 4-18 所示。圖中 S 層的  $i$  值為 6、S 層的  $j$  值為 8，透過方式(4.4)、(4.5)的運算之後得

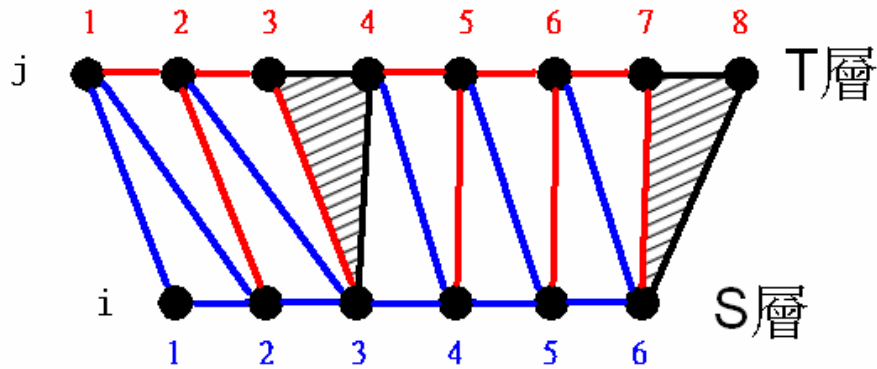


圖 4-18 點數差異數整除時

到了  $h$  值為 2、 $q$  值為 4 和  $r$  值為 0，所以當  $j$  值進行至第 3 點及第 7 點時就加一個三角網格( $4-1=3$ ， $8-1=7$ ；4 和 8 為 4 的倍數)，如圖中所使用的黑色網格。如最後要將此兩層的側邊封閉，可以在頭尾多加一個基本網格，故整除時即可以使用此方式完成網格化。

(2) 不整除且餘數為 1

當  $r$  不等於 0 時就是代表不整除，不整除在本研究中又把它分成餘數為 1 和大於 1，首先先說當餘數為 1 時，其作法也是先將  $i$ 、 $j$  值代入方程式(4.4)、(4.5)中求得  $q$  值和  $r$  值，當  $j$  值進行至  $q$  的倍數時進行加一個三角網格，其於的點群使用基本網格即可完成。如



圖 4-19 中  $i$  值為 4、 $j$  值為 7 代入方程式(4.4)、(4.5)中取得  $h$  值為 3、 $q$  值為 2 和  $r$  值為 1，所以進行至第 2 點、第 4 點及第 6 點時多加一個三角網格(2、4 和 6 都為 2 的倍數)，如在圖中以黑色的線段表示之網格。要將此網格側邊封閉起來一樣在頭尾多加一個基本網格即可完成封閉。

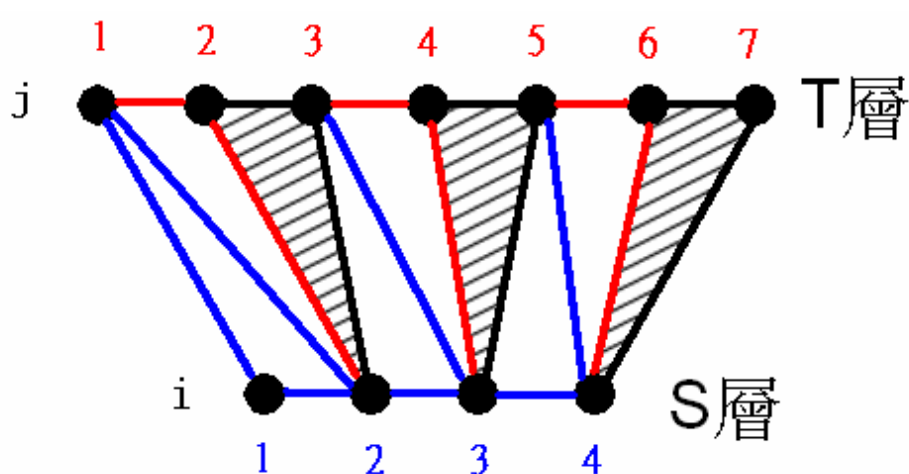


圖 4-19 點數差異數餘數為 1 時

(3) 不整除且餘數大於 1

當  $r$  大於 1 時就是代表餘數大於 1，其作法和餘數等於 1 時的作法差不多，在不同的地方就是當  $j$  進行至大於  $q * h$  時就不加三角網格，其他的作法和餘數等於 1 是一樣的。如圖 4-20 中的  $i$  值為 8、 $j$  值為 11，透過方程式取得  $h$  值為 3、 $q$  值為 3 和  $r$  值為 2。當  $j$  值進行至第 3 點、第 6 點和第 9 點進行多加一個三角網格(3、6、9 都是 3 的倍數且都無大於  $3*3$ )，如在圖中以黑色線段所表示之網格，要將此網格側邊封閉起來一樣在頭尾多加一個基本網格即可完成封閉。

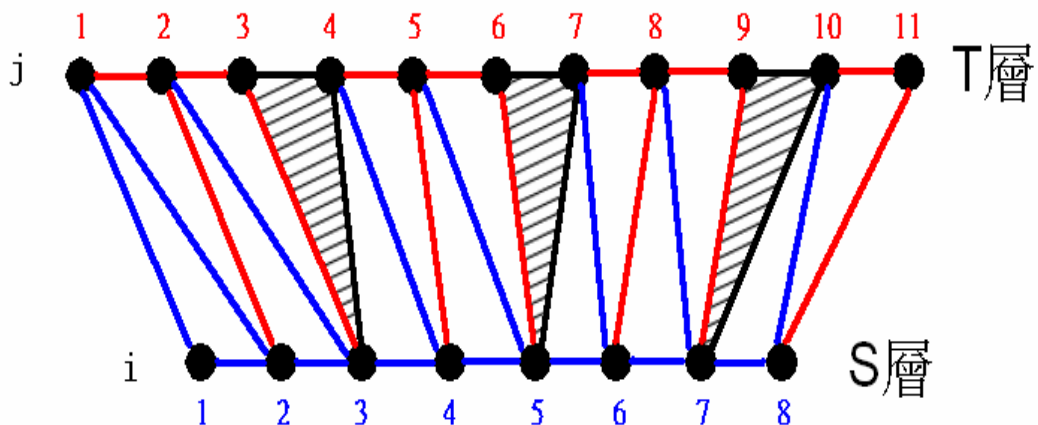


圖 4-20 點數差異數餘數大於 1 時

完成上層點數比下層點數多時之網格式化的說明後，接下來要說明的是下層點數比下層點數多時如何去完成網格式化，如圖 4-21 中所示。其實下層比上層多時其作法完全和前面的一樣，只是將  $i$  和  $j$  放在相反的圖層，本來  $i$  是在 S 層現在改成在 T 層， $j$  層在 S 層現在改成在 T 層，如此即可以完成網格式化。如圖中的  $i$  值改在 T 層、 $j$  值改在 S 層，所以  $i$  值為 5、 $j$  值為 8 代入方程式(4.4)、(4.5) 中取得  $h$  值為 3、 $q$  值為 2 和  $r$  值為 2，所以這種情況為不整除且餘數大於 1。在網格式化時，當  $j$  值進行至第 2 點、第 4 點及第 6 點時進行多加一個三角網格(2、4、6 都為 2 的倍數且無大於  $3*2$ )，如圖 4-21 中用黑色線段所表示的三角網格。

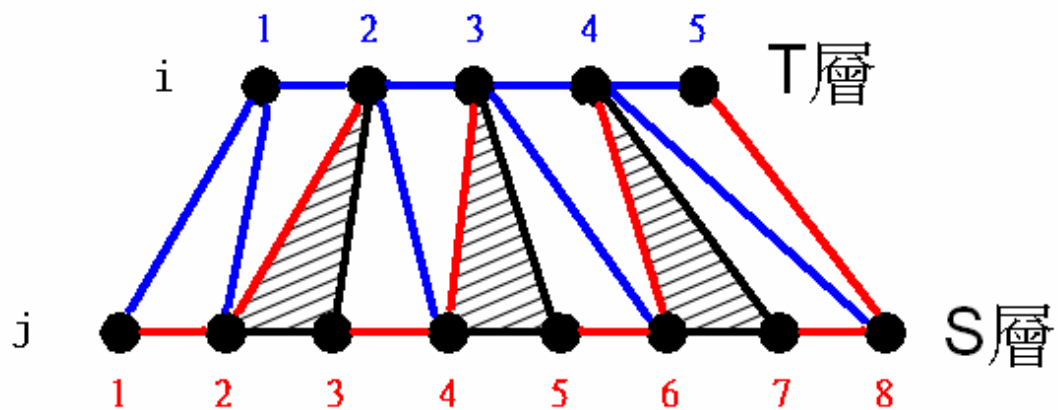


圖 4-21 下層點數比上層多時

層與層之間的網格化會有許多的情況產生，在本研究中一一的將其關係釐清，用不一樣的方式解決不同的情形，最後是以程式語言 Visual Basic 完成所有層與層之間的點群網格化。網格化後再將這些網格除存為\*.stl 的型態，因為\*.stl 為 CAD 檔即可以拿來作成型及展示的運用。

### 4-3 網格化後之運用

經過本研究的方法，從一層層 2D 的 CT 醫學影像圖檔，擬合完成一個 3D 實體的 CAD 檔，此 CAD 檔往後的運用相當的廣泛，且在醫學上可以提供更多的應用。在研究中是針對於人體器官透過 CT 影像檔作 3D 實體的重建，使用程式語言重建之後所除存的為\*.stl 檔，但是沒有做展示這個部份的程式撰寫，這個方面已有許多的 CAD 的軟體可以直接的將\*.stl 呈現出來，而在 CAD 下作業對每個人並不是一個方便的作法，為了提供醫生有更良好的診察環境，而展示的方式有許多種，本研究選用虛擬實境及 RP 快速原型的方式作展示上的運用。

### 4-3-1 虛擬實境展現

虛擬實境(Virtual Reality, VR)，這是近年來所興起的一項新技術，它被稱為以 4D 的方式來模擬真實的世界，其中包括 3D 的幾何模型空間，再加上 1D 的時間，若再配合 VR 硬體設備介面，將更可以達到一種如幻似真的效果。一般而言，虛擬實境系統具有以下四種特徵：整合環境(Integration)、融入實境(Immersion)、交談互動(Interaction)、想像創作(Imagination)；虛擬實境的運用相當的廣闊，包括了醫療、國防、製造、訓練、教育教學、工業設計...等。虛擬實境在醫療相關領域中，除了可視化的展現外，並可提供實習醫生的虛擬手術訓練、教育訓練以及臨床研究。在醫學教育訓練方面，虛擬實境可以提供實習醫生作為醫療的學習工具，藉由模擬真實的環境，電腦可以隨著醫生所作的診療而作出種種即時的回應，而提供給醫生逼真且反覆的練習環境；在臨床研究方面，虛擬實境系統也廣泛被心理醫師們所應用[46]，因此虛擬實境可在本研究中展現其可視化之強大的功能。

本研究在製作虛擬實境的展現時為選用 EON Studio 當成展現軟體。EON Studio 如圖 4-22 所示提供強大的功能，如「接受多種輸入格式」、「提供多種互動功能」、「與 VR 相關硬體相容」...等，重建完成的 3D 實體可以透過這些強大的功能展現出來。在本研究最後原型時是以三角網格中的\*.stl 格式成型，而在 EON Studio 中是可以接受這種檔案格式，因此在虛擬實境的展示上這一環是沒有問題，且更可以提供日後醫學上的教學及訓練上的運用。EON Studio 最後還可以發佈成網頁型態，以提供操作者可以在網際網路上進行討論的動作。

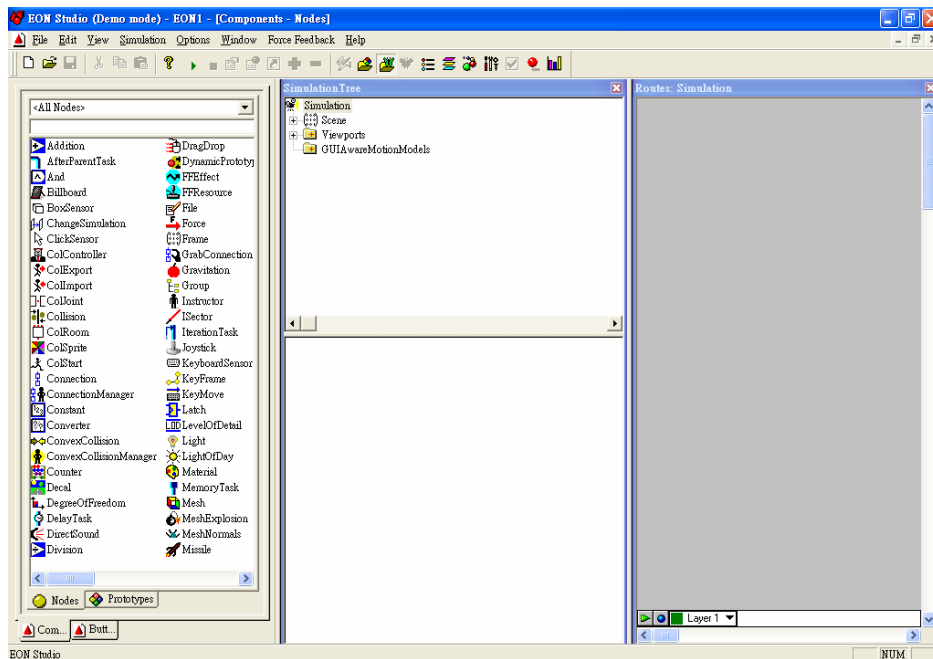


圖 4-22 EON Studio 軟體操作介面

### 4-3-2 RP 快速原型

除了透過虛擬實境的展示外，另一種可以快速展示的方式為 RP 快速原型，RP 快速原型主要是透過機台快速的將 CAD 檔製作成實體，實體的成型即可以作 3D 的展示。RP 快速原型綜合了機械製造、CAD、雷射技術及材料科學技術，可以自動、直接、快速、精確地將設計思想物化為具有一定功能的原型或直接製造零件，從而可以對產品設計進行快速評價、修改及功能試驗，有效地縮短了產品的研發週期。RP 快速原型和傳統加工法是有所不同的，傳統加工是以刀具對工件進行加工，而 RP 的快速原型是以堆疊的方式成型的，因此在製造過程中所考慮的不會像傳統加工所考慮的那麼多。RP 主要是針對造型多變化的工件進行快速的成型，且完成之後並不用再作特別的處理，且可以縮短產品在開發上所花的時間，故廣受設計師及業界的喜好。

RP 快速原型的機台目前有許多的種類，有雷射光合高分子成型

法、雷射燒結成型法、熔解沈積法、疊層法、固態基礎固化法及 3-D 印刷法，而在本研究中所選用的機台為熔解沈積法(Fused Deposition Modeling, FDM)，其機台如圖 4-23 所示，FDM 系統是以加熱頭(Heated Head)熔化線狀之熱塑性材料熔化之塑材從加熱頭擠壓出後，一層一層地堆積成型。熔化的塑材擠壓在平臺後，在短時間內(約 1/10 秒)就會凝固。在成型過程中，塑材溫度需保持在凝固點左右，使塑材層與層適當地結合且能迅速凝固。加熱頭可在水平面上移動，使塑材置於正確的位置。



圖 4-23 智泰 Dimension BST 快速原型系統

本研究運用 RP 可以快速將模型以實體方式表現出來之特性，將重建完成的 3D 生醫模型以實體方式展現出來，這種展示的方式可以提供操作者更直接的觀察。RP 快速原型亦有另一個特點，因在這所作的都是針對個人的器官作成型，必要時亦可提供模具的製作。



## 第五章 實例應用

在本研究中提出以動態灰預測、尋邊差值運算法及層層網格排列法的方式，對醫學影像進行 3D 實體的重建，重建的過程中主要分成三個步驟：影像辨識、點群排序、點群網格化。這三個步驟分別以程式語言建構完成，其中影像辨識的部份是運用 Matlab 撰寫而成，因 Matlab 對於影像有強大的處理的能力，而另外兩個步驟是運用 Visual Basic 撰寫而成。

### 5-1 影像辨識

在本研究中影像辨識主要是使用灰預測理論進行影像辨識，而使用灰預測動態邊緣偵測是為了解決傳統導數運算子無法有效地去除雜訊的問題，灰預測理論本身會進行數據生成的步驟，故對於雜訊具有排除性，將其導入影像逆向工程處理技術，並使其能有效地將影像資料轉換成點群資料，在還沒有進入系統辨識之前，先由 CT 影像檔中取出欲偵測之區域，如圖 5-1 中方型所圈之區域，然後再進入本系統進行辨識，其流程步驟參考圖 5-2。

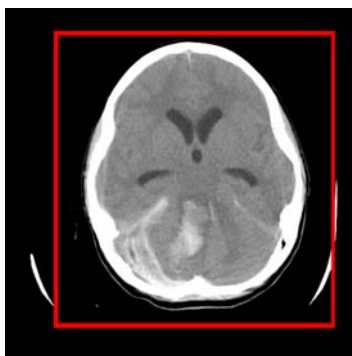


圖 5-1 選出欲辨識之區域



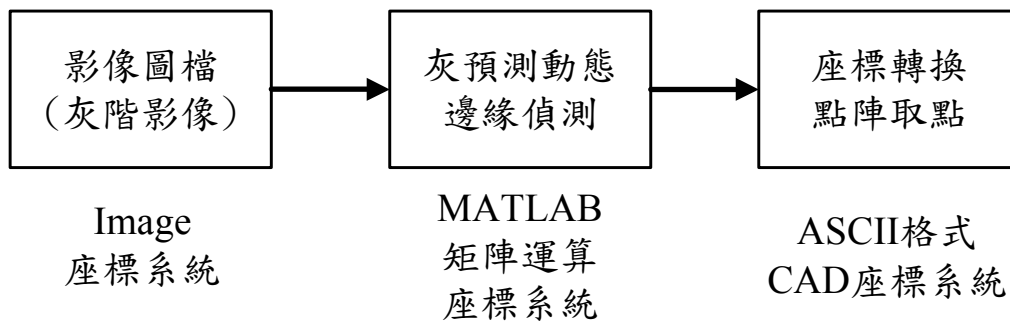


圖 5-2 灰預測動態邊緣偵測流程

### 1. 灰階影像

由於灰預測動態邊緣偵測是以灰階影像本身的灰階變化為模型建構序列數據，故需轉成灰階影像格式，而 Matlab 有強大的 Toolbox 支援，全彩影像轉為灰階影像只需一個指令即可。

一般在處理灰階影像時，將物體特徵與背景的分離視為必要的前處理動作，要如何使特徵影像能明確地與周圍的背景影像有明顯之差異，所以特徵影像的增強是解決此問題的方法。由於灰預測是利用影像本身的灰階值為運算序列數據，故採用簡單的點處理法：增加或減少像素灰階值，使得影像對比增強。

### 2. 灰預測動態邊緣偵測

將上述之灰預測動態理論撰寫成 Matlab 程式，以灰階影像之像素灰階值為動態序列數據，經由程式運算即可獲得影像之輪廓邊緣，如圖 5-3 所示。

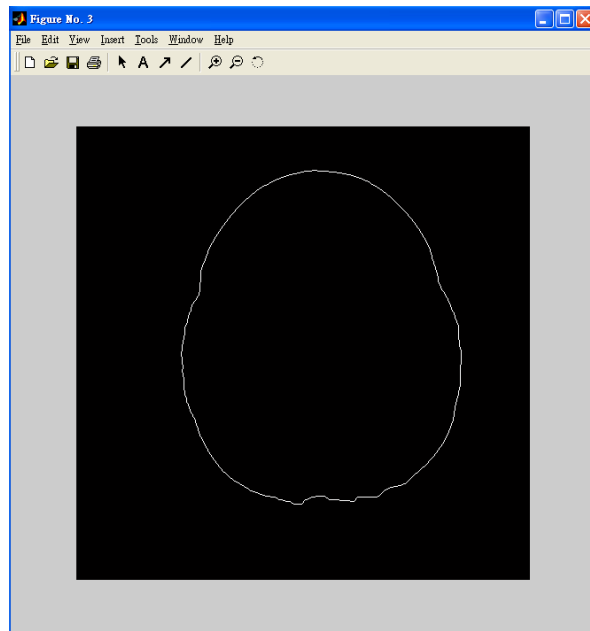


圖 5-3 Matlab 辨識完成之輪廓邊緣

### 3. 座標轉換及點陣取點

當影像輪廓已經處理完畢時，則需再經過座標轉換及點陣取點。若是不經過格式轉換處理，則依舊是無法將其運用，故為了將影像輪廓資料改由 CAD 能接受的檔案，因此就以 ASCII 檔案格式的方式輸出，如圖 5-4 所示，以方便匯入自行撰寫之程式或 CAD 系統軟體進行處理修改。

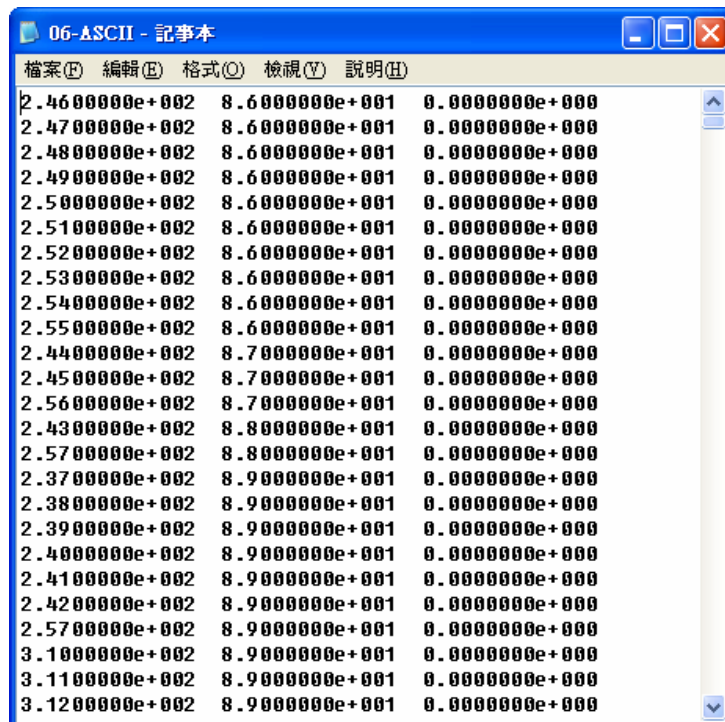


圖 5-4 Matlab 輸出之 ASCII 檔

## 5-2 點群排序

本研究中點群排序是使用尋邊差值運算的方式，對點群資料進行排序，排序的過程中是以點資料的方式進行處理，在本研究中這個部份是使用 Visual Basic 程式語言撰寫完成的，如圖 5-5 所示。而進行點群的排序是為了方便作實體網格化時可以直接作使用，所以在排序時那一點為起始點是非常重要的，如果起始點的位子不同時，可能會造成實體產生錯位的現象，因此在未排序之前要先輸入實體的基準點，再進行排序的動作。通常在設定基準點時，第一層的基準點都是使用圖面的邊角座標如(0,0)、(0,512)、(512,512)...等(因研究中的像素為 512\*512，不同像素大小有不同的設定)，而第二層之後的基準點都是以第一層所搜尋出來的起始點當成基準點，如果有特殊現象時再做另外的設定。



圖 5-5 點群排序之介面

### 5-3 點群網格化

點群網格化在本研究中亦使用資料的方式進行處理，每層因為圖層輪廓的不同，造成在點數上有許多變化的現象產生，而各圖層點資料排序完成後，是以一層一層的點資料為檔案，因此在本研究的處理上是以各圖層逐一輸入的方式完成的，在輸入各圖層的同時也作間距的設定。點群網格化這個部份是使用 Visual Basic 所撰寫完成的如圖 5-6 所示，而整個系統的操作流程如圖 5-7 所示，首先開啟欲讀入的圖層檔案，因為在點群排序時就以經完成起始點的點座標，所以不用顧慮錯位的現象，在讀入檔案之前先輸入第幾層及與上層之距離如圖 5-8、5-9 所示，如是第一層就不用輸入距離，然後再判斷是否最後一層如果是就將實體封閉如圖 5-10 所示，最後再以 \*.stl 的檔案格式輸出如圖 5-11 所示。



圖 5-6 網格式之介面

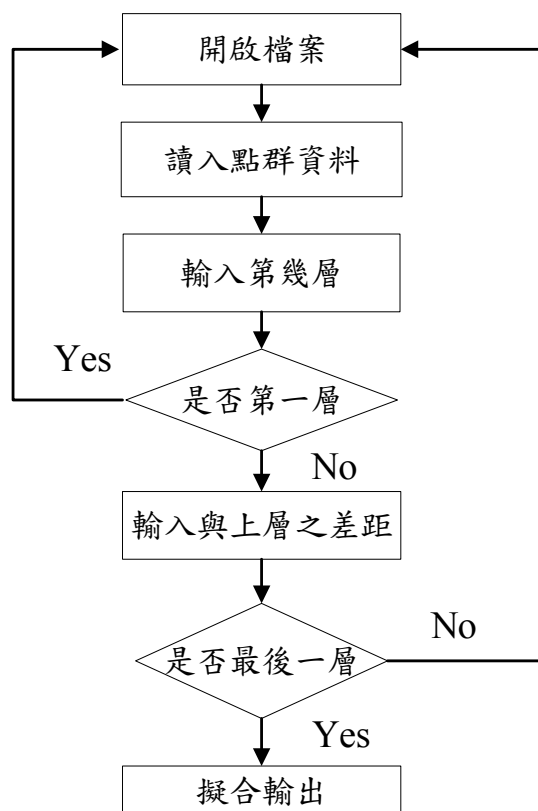


圖 5-7 系統操作程序流程圖

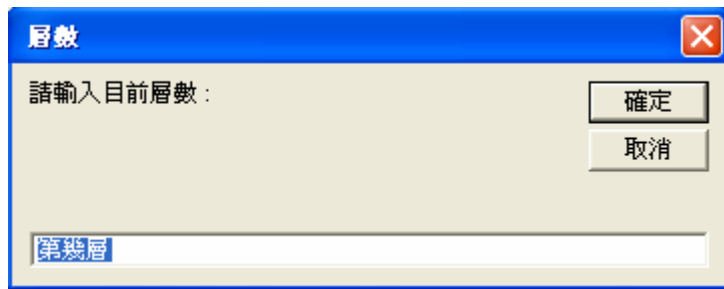


圖 5-8 輸入層數

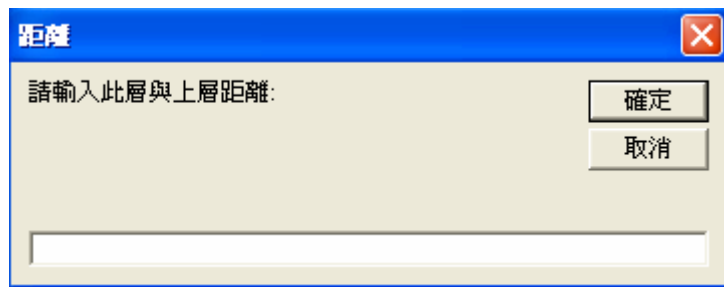


圖 5-9 輸入與上層之差距

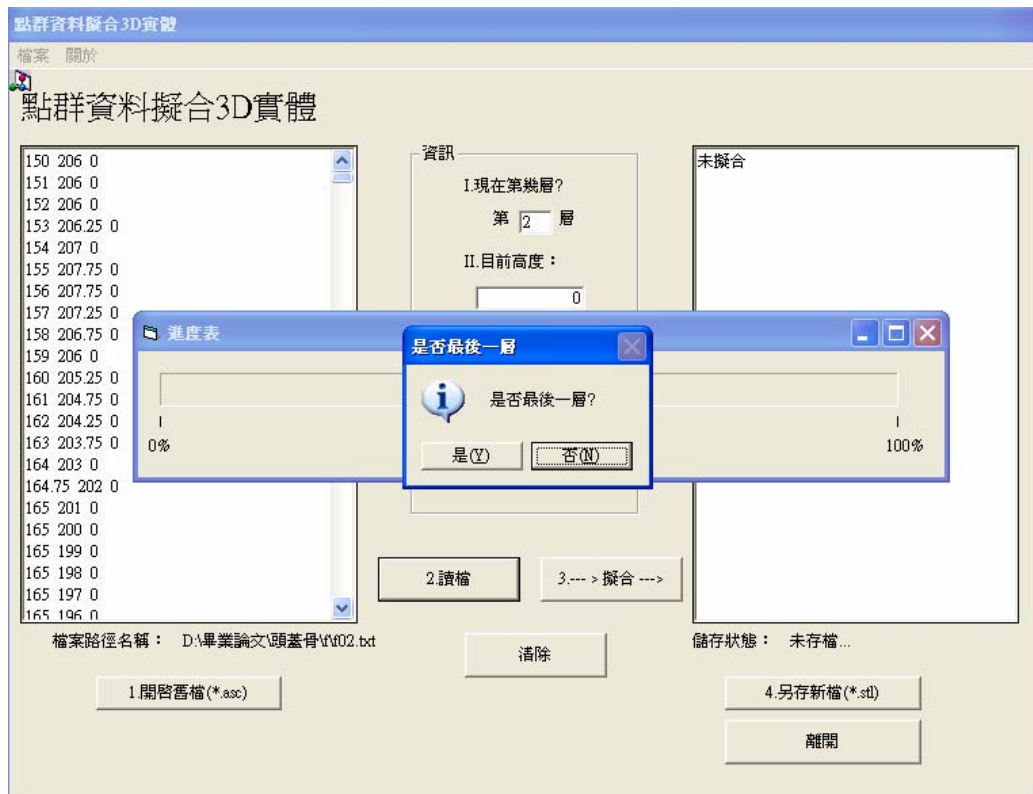


圖 5-10 選擇是否最後一層

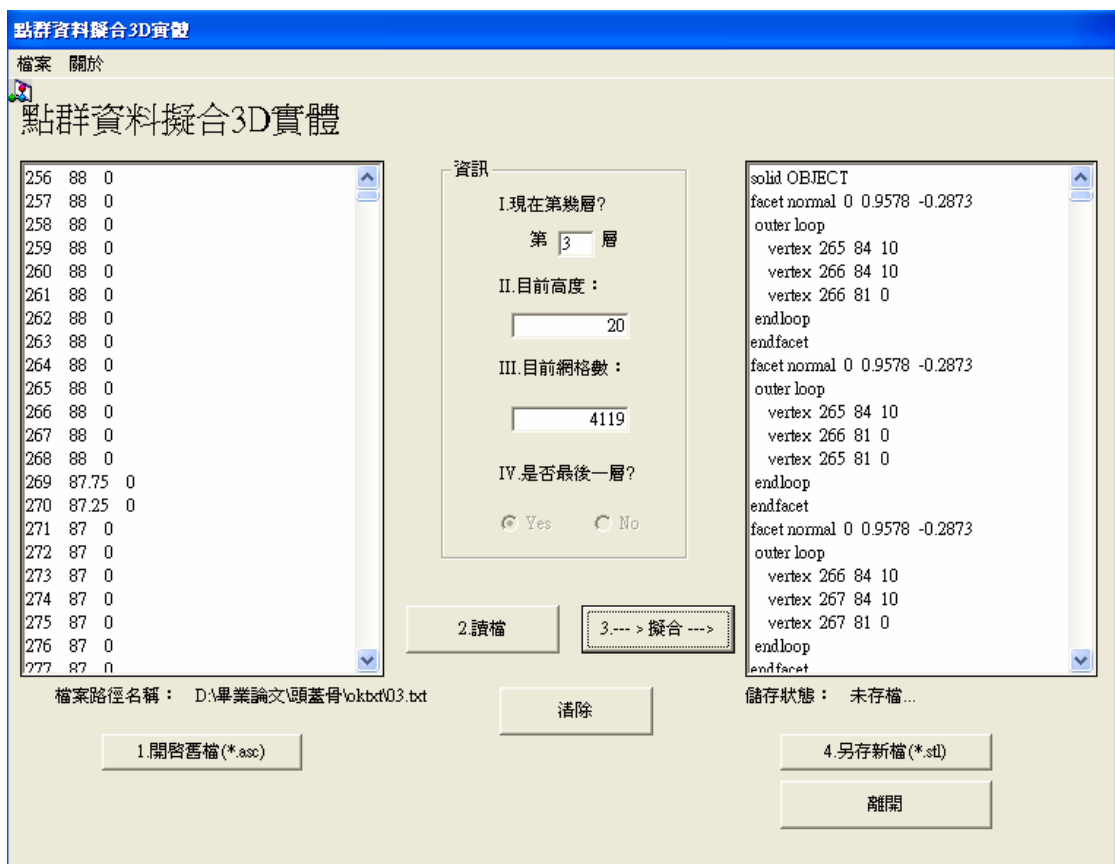


圖 5-11 以\*.stl 格式輸出網格

#### 5-4 實體重建

在實體重建的這個部份，本研究選擇了人體器官中的頭蓋骨及大腿骨當成重建的案例如圖 5-12、5-13 所示，圖中使用線段所框選的區域為重建的範圍。在作 3D 實體重建的過程中，首先取得這個區域的醫學影像檔，再由這些醫學影像檔經過本研究中的系統程式進行 3D 重建，重建完成之後是以\*.stl 檔案格式儲存作運用，而最後的運用是以虛擬實境及 RP 快速原型的方式作呈現，

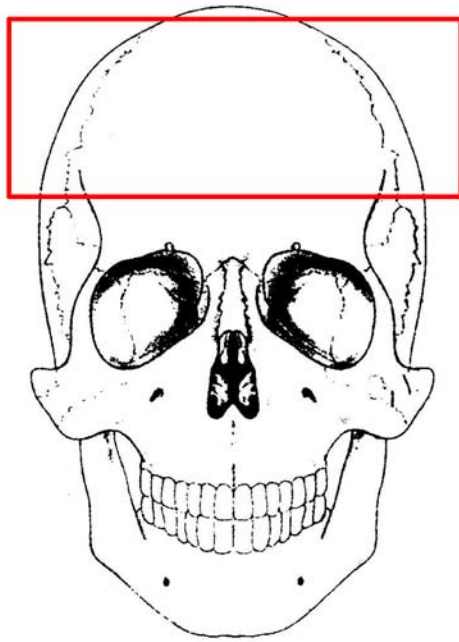


圖 5-12 頭蓋骨

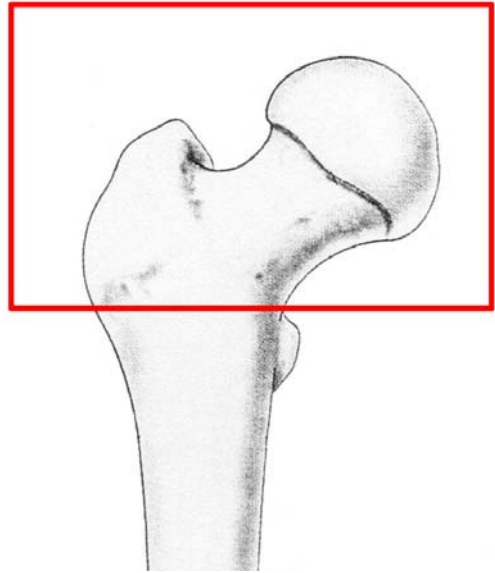


圖 5-13 大腿骨

#### 5-4-1 人體頭蓋骨之重建

在本研究中所作的頭蓋骨重建，主要是由 MRI 醫學影像所取得，其尺寸為 512\*512pixel，層與層之間間距為 7mm，一共 19 層，如圖 5-14、5-15 所示。取得所有圖層之後，再由一層一層的圖層中選出欲重建的範圍進行影像辨識。

在這個頭蓋骨重建的過程中，辨識完成之後就開始進行排序的動作，第一層所設定的基準點為(256,0)，為中間的正下方，第二層以後就以第一層的第一點作為基準點進行排序。完成排序後接下來要進行的是網格化的部份，是以逐一圖層輸入的方式輸入完成，最後完成網格化如圖 5-16 所示，而在應用上本研究是使用虛擬實境，如圖 5-17 所示及 RP 快速原型如圖 5-18 所示完成其展示。



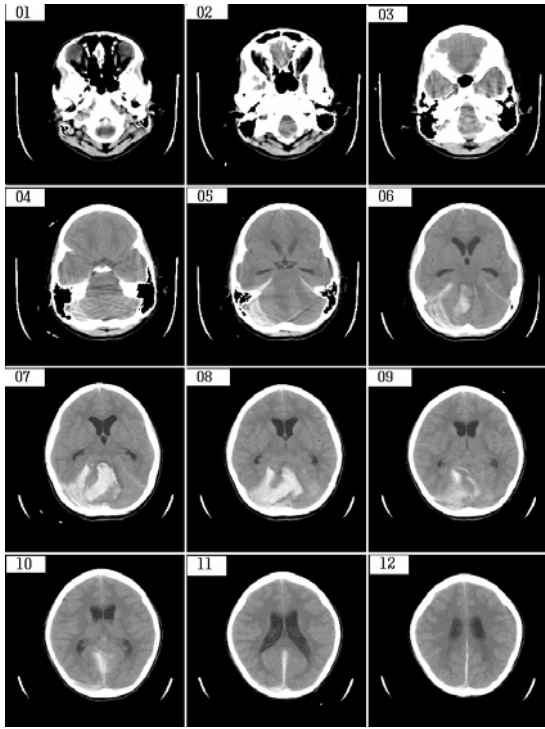


圖 5-14 頭蓋骨第 1~12 層

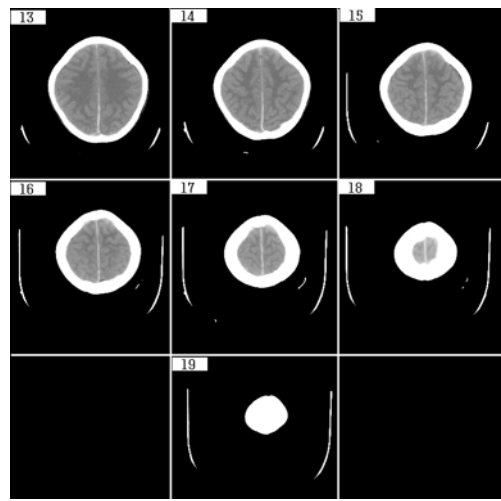


圖 5-15 頭蓋骨第 13~19 層

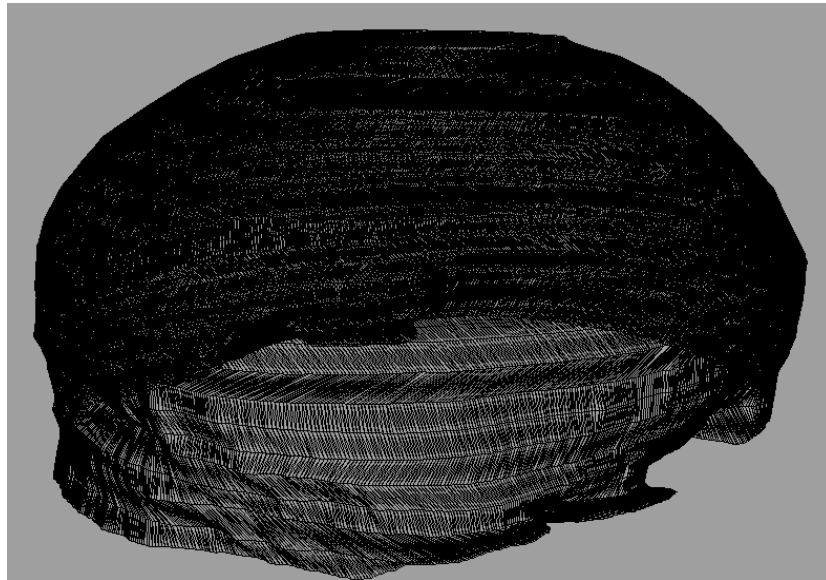


圖 5-16 重建完成之頭蓋骨-STL 檔

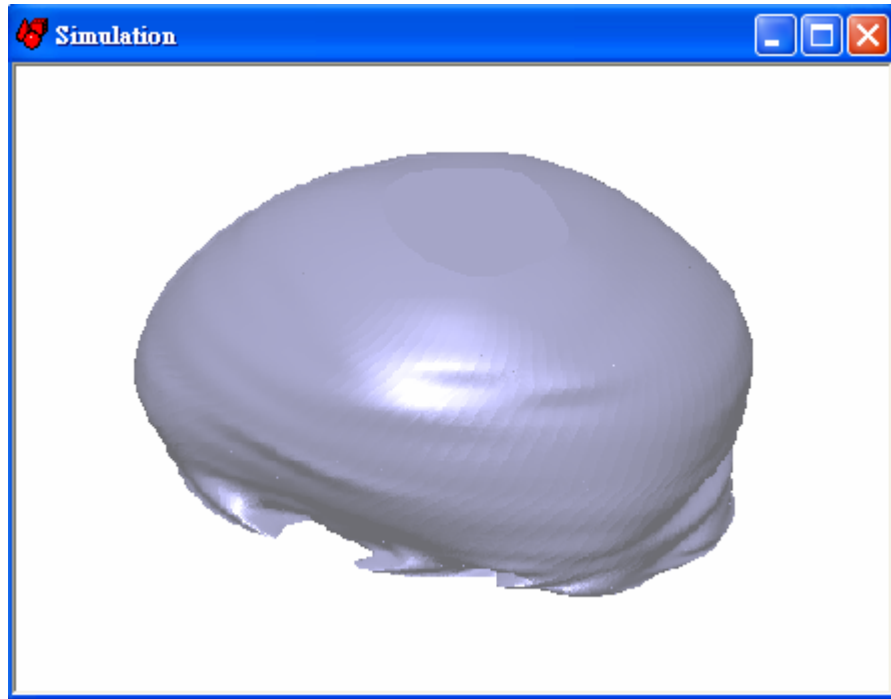


圖 5-17 頭蓋骨應用於虛擬實境之展示



圖 5-18 頭蓋骨應用 RP 快速原型

#### 5-4-2 人體大腿骨之重建

在研究中所作的大腿骨重建，是由 CT 斷層掃描所取得的，其尺寸為 512\*512pixel，層與層間之間距為 3mm，一共為 30 張 CT 影

像檔，如圖 5-19、5-20、5-21 所示。其作法流程與上個案例一樣，最後完成之實體如圖 5-22 所示。在虛擬實境下的展示及 RP 的快速原型如圖 5-23、5-24、5-25 所示。

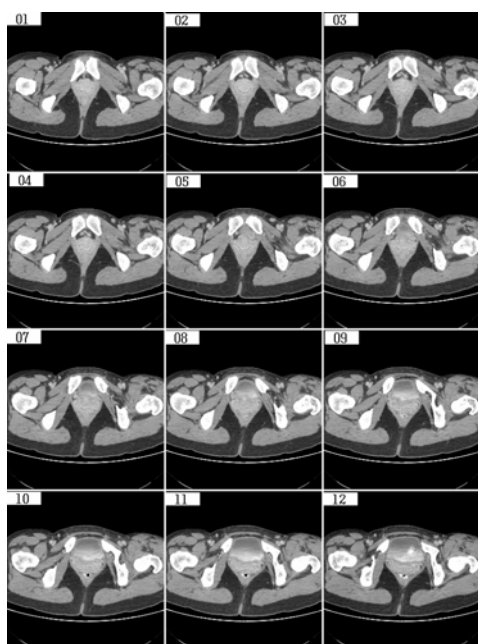


圖 5-19 大腿骨第 1~12 層

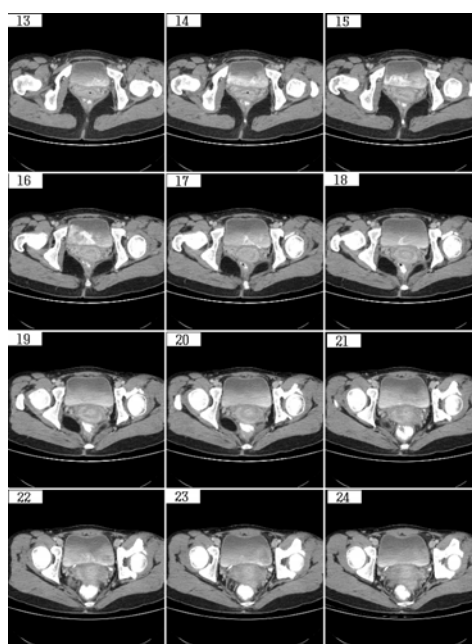


圖 5-20 大腿骨第 13~24 層

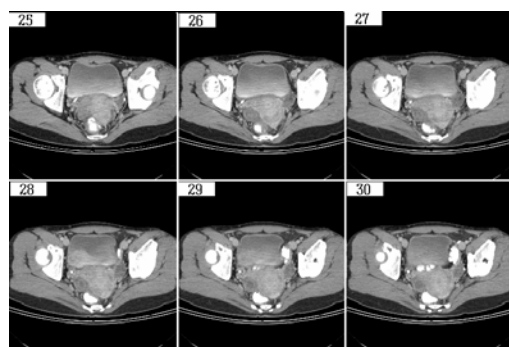


圖 5-21 大腿骨第 25~30 層

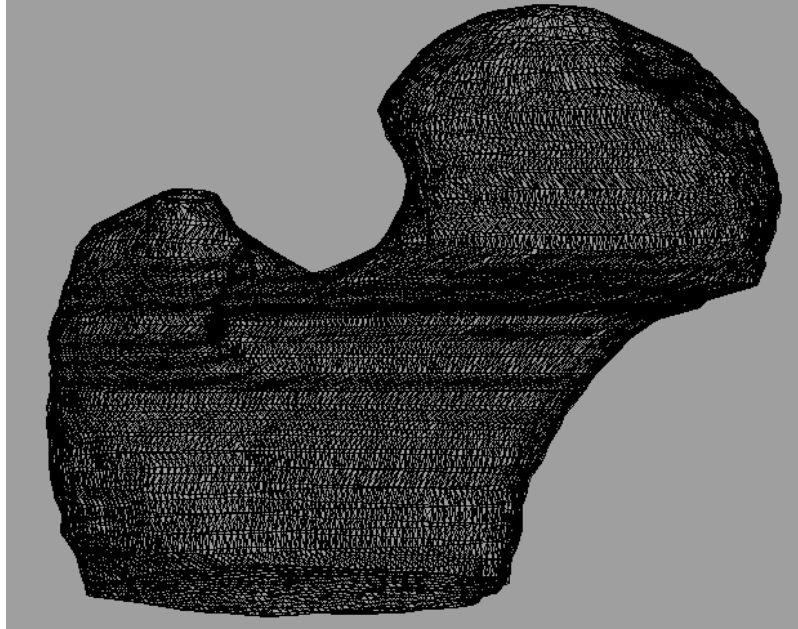


圖 5-22 建完成之大腿骨-STL 檔

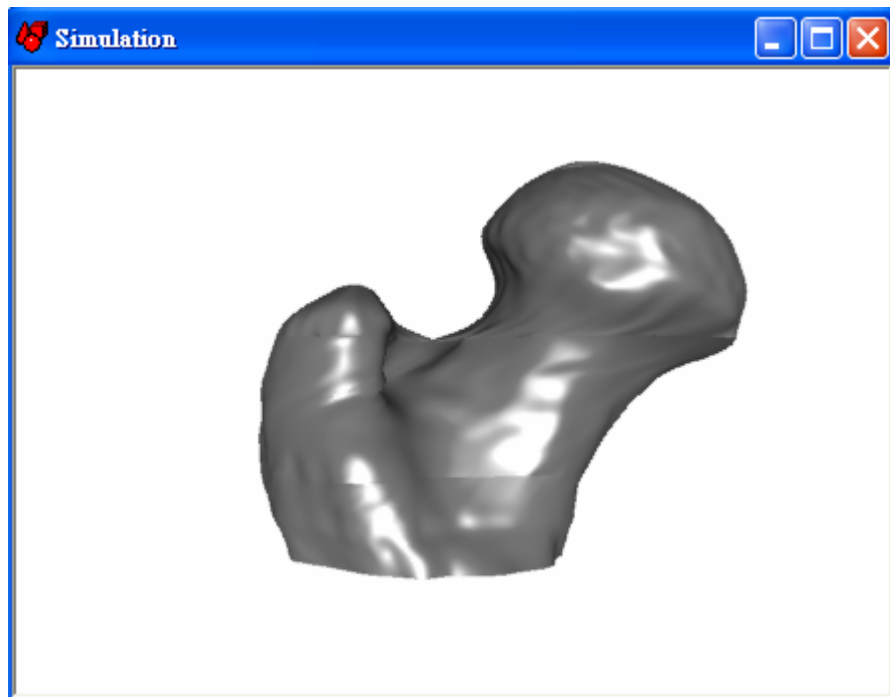


圖 5-23 大腿骨應用於虛擬實境之展示





圖 5-24 大腿骨應用 RP 快速原型-視圖一



圖 5-25 大腿骨應用 RP 快速原型-視圖二

## 5-5 曲線重建實體之比對與分析

透過本研究的重建，可以不用透過 CAD 軟體的方式對於 2D 的醫學影像作重建的工程，但是重建完成是否和由曲線方程重建的實體有差異，因此在本研究另外再使用曲線的方式，針對頭蓋骨及大腿骨作重建，曲線的重建是由逆向軟體，從一層一層的點資料所建構的完成的，如圖 5-26、圖 5-29 所示，在曲線建構的過程中需設定曲線的起始點及 U 的方向，如此匯入 CAD 軟體中才可以作曲面的掃掠，掃掠完成如圖 5-27、圖 5-30 所示。

本研究經過兩種方式的重建，為了證明本研究的方法除了可以快速的原型外，再透過軟體的方式對於這兩種方法所重建出之實體進行誤差的分析，分析的結果如圖 5-28、圖 5-31 所示，其誤差值都保持在 3mm 之內，頭蓋骨大約為+1.5~-1.0mm，而大腿骨大約在+0.8~-1.0mm，由此可證本研究的可行性。

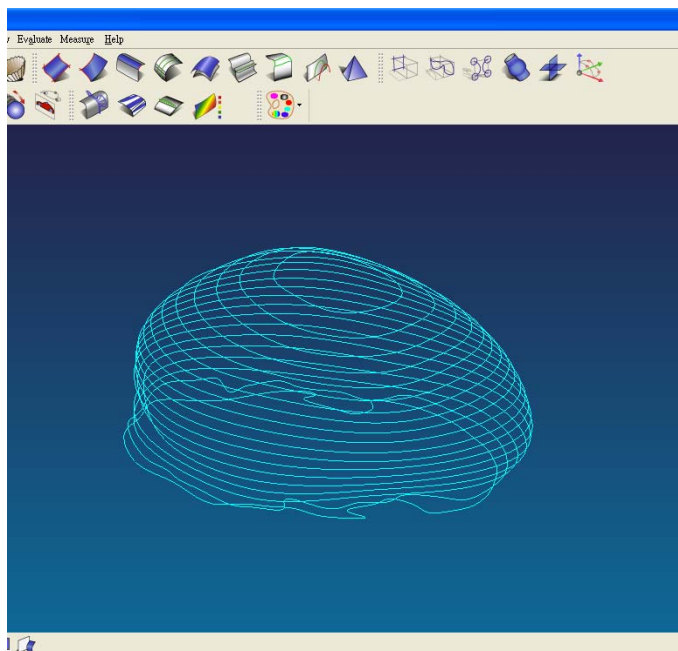


圖 5-26 頭蓋骨由點資料建構之曲線



圖 5-27 頭蓋骨由曲線建構完成之曲面

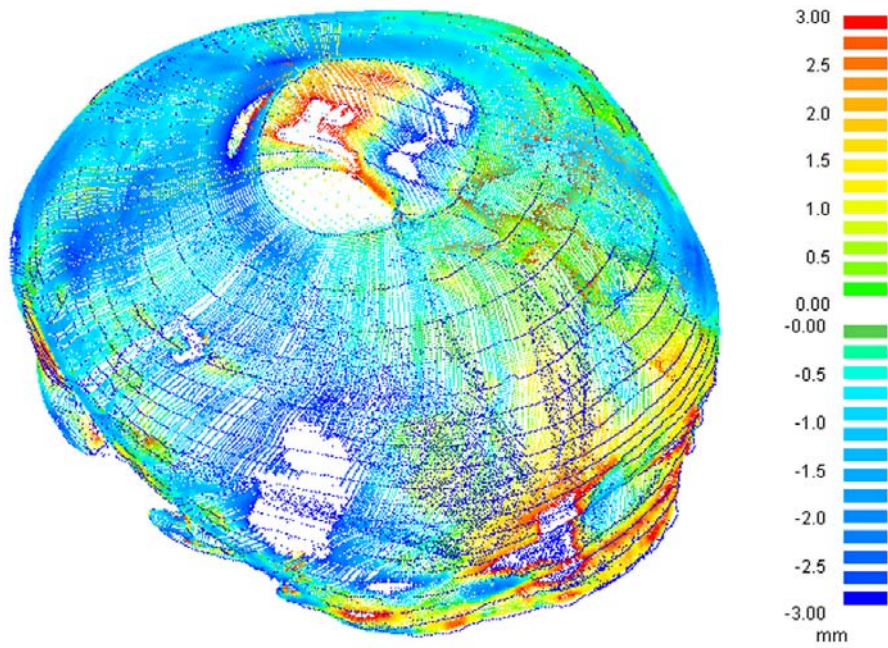


圖 5-28 頭蓋骨之分析結果

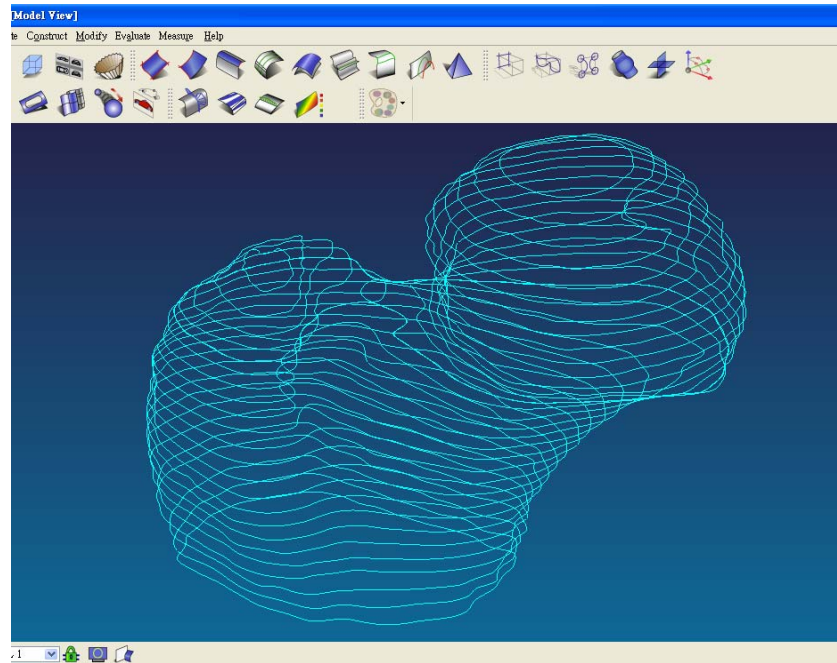


圖 5-29 大腿骨由點資料建構之曲線



圖 5-30 大腿骨由曲線建構完成之曲面



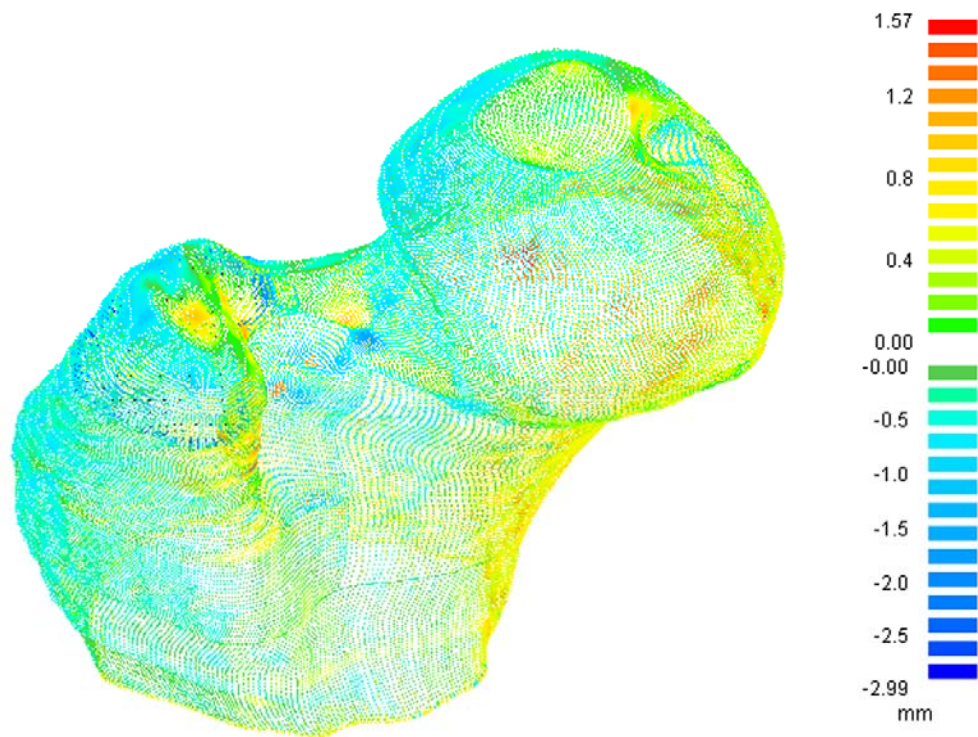


圖 5-31 大腿骨分析之結果

在研究中除了對 STL 誤差進行分析外，另外也對兩個方法的網格數進行計算，其結果如表二所示。結果顯示使用網格重建的這種方式所建構出來的網格，比曲線重建所建構出來之網格還少，其網格比分別為 69.3%和 88.8%，這可能在建曲面時因為曲面過於繁雜所造成的。雖然運用層層網格排列法在網格數上比較少但是在 STL 的誤差分析中並無產生極大的誤差，大致誤差都是落在於 +1.5~-1.0mm 之間，這樣的誤差在於本研究中是在可接受的範圍之內。

表二 不同建構方式之網格比較表

重建部位		建構方式	網格數	網格比	STL 誤差分析
人體之 骨骼器 官	頭 蓋 骨	網格重建	69,114 個	69.3%	大致誤差落於+1.5 ~-1.0mm 之間，最大為 3mm
		曲線重建	224,856 個		
	大 腿 骨	網格重建	15,178 個	88.8%	大致誤差落於+0.8~-1.0mm 之 間，最大為-2.9mm
		曲線重建	136,432 個		

## 第六章 結論及未來展望

在本章節中主要在探討本研究所完成的結果，還有在未來有那些方向是可以再繼續研究的。

### 6-1 結論

在本研究中提出以灰預測理論、尋邊差值運算法及層層網格排列法的方式，針對醫學影像進行 3D 實體的重建工程，醫學影像的發現在醫學界中是一個很大的突破，在還沒有發現以前醫生時常對病人作出錯誤的決定。雖然醫學影像能夠幫醫生建立良好的醫療判斷，但是醫生要從一張一張 2D 的影像中作觀察，這樣的觀察是很不容易去作判斷的。如何從 2D 的醫學影像快速的轉換成 3D 的實體為本研究的重點。3D 的重建雖有許多的研究報告，但是所用的方法大都是比較繁雜的，從醫學影像的辨識到最後的 3D 重建都需要很多的程序。

在研究中分成兩個部份簡化程序：首先運用灰預測理論對醫學影像進行影像的辨識，辨識的過程可以直接將影像輸入即可取得點資料，不用再經過繁雜的影像處理取得點資料。而在另一個方面就是實體重建部份的簡化，實體重建目前較為常用的為使用曲線的方式作重建，重建完成之後在以\*.stl 在 CAD 或 RP 上作輸出，層層網格排列法省略了曲線的製作及曲面的掃掠成型。在這除了說明如何簡化重建的程序外，還針對層層網格排列法的實體和由曲線製作的實體進行對照及 STL 分析，透過此對照及 STL 分析之後可以瞭解到

本研究所使用的方法所超出的範圍是在可以接受的範圍的，在研究中的範例最大的誤差大約都保持在 5mm 之內，此證明本研究之可行性。

目前本研究已有具體成果及貢獻：

1. 可以快速的完成醫學影像的重建，簡化在重建過程中的繁雜程序。
2. 可由醫學影像中透過灰預測理論，快速的取得所有點群資料。
3. 運用程式語言 VB 的撰寫，完成後可以將所有的點資料進行自動排序，且可以依操作者所設定的基準點進行排序。
4. 運用程式語言 VB 的撰寫，完成直接網格化的程式，在這個程式中只要將所有的圖層依序的輸入，即可完成直接網格化。
5. 完成人體器官之頭蓋骨及大腿骨的重建，並且完成分析。
6. 運用本研究之層層網格化之方法可以有效的減少網格數，其和曲線所建構之網格比分別為 69.3% 和 88.8%。
7. 運用虛擬實境及 RP 快速原型的方式，對頭蓋骨及大腿骨完成其展示。

## 6-2 未來展望

在本研究中利用灰預測及直接網格化的方式完成重建的，而在另外展示及應用方面還有發展之空間。

1. 虛擬運用

在本研究中雖然完成了生醫 3D 實體模型的重建，但是在展示和應用上還可以有改進的空間，尤其是在虛擬實境上的運用，虛擬實境中還可以完成虛擬手術、虛擬教學、虛擬訓練...等。

## 2. 程式模組化

在研究中的程式算是一個比較分散的，在未來的研究中可以將這些程式進行模組化，以方便操作者的使用。

## 參考文獻

1. B. Arnaud, B. Paul, V. Christian and R. Philippe , “Rapid prototyping of small size objects”, Rapid Prototyping Journal, Volume 6 . No 4. pp. 259-266, 2000.
2. B.K. Choi, H.Y. Shin, Yoon, Y.I. and J.W. Lee , “Triangulation of Scattered Data in 3D Space”, Computer-Aided Design, Vol. 20, pp.239-248, 1988.
3. B. K. Choi, Surface Modeling for CAD/CAM, Elsevier, Ch 3 & Ch4., 1991.
4. B. Pflesser, U. Tiede, K. H. Höhne, “Towards Realistic Visualization for Surgery Rehearsal”, Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine, Proc. CVRMed '95 (N.Ayache, ed.), vol. 905 of Lecture Notes in Computer Science, pp. 487-491, 1995.
5. D. Ma, F. Lin, C. K. Chua, “Rapid prototyping Applications in Medicine. Part 1: NURBS-Based Volume Modelling”, Advanced Manufacturing Technology, pp.103-117, 2001.
6. D. Ma, F. Lin and C. K. Chua, “Rapid prototyping Applications in Medicine. Part 2: STL File Generation and Case Studies”, Advanced Manufacturing Technology, pp.118-127, 2001.
7. D.F. Watson, “Computing the N-dimensional Delaunay Tessellation with Application to Voronoi Polytypes”, Computer Journal, Vol. 24, pp. 167-172, 1981.
8. H. Edelsbrunner and E. P. Mucke, “Three-Dimensional Alpha Shapes”, ACM Trans. Graph, Volume 13, Issue 1, pp. 43-72, 1994.

9. H. Park, and K. Kim, "An Adaptive Method for Smooth Surface Approximation to Scattered 3D Points", *Computer-Aided Design*, Vol. 27, No. 12, pp. 929-939, 1995.
10. J.F. Guo, Y.L. Cai, and Y.P. Wang, "Morphology-Based Interpolation for 3D Medical Image Reconstruction", *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Vol. 19, No. 3, pp. 267-279, 1995.
11. M. Brank, J. Zoran, "Visualization of 3D Fields and Medical Data and Using VRML", *Future Generation Computer Systems*, Vol. 14, pp. 33-49, 1998.
12. N.A. Golias, and R.W. Dutton, "Delaunay Triangulation and 3D Adaptive Mesh Generation", *Finite Elements in Analysis and Design*, Vol. 25, pp. 331-341, 1997.
13. S. Swann, "Integration of MRI and Stereolithography to Build Medical Models: a Case Study," *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 2, No. 4, pp. 41-46, 1996.
14. T. McInerney and D. Terzopoulos, "Topology Adaptive Deformable Surfaces for Medical Image Volume Segmentation," *IEEE Transactions on Medical Image*, Vol. 18, No. 10, pp. 840-850, 1999.
15. T.P. Fang and L.A. Piegl, "Delaunay Triangulation in Three Dimensions," *IEEE Computer Graphics and Applications*, pp. 62-69, 1995.
16. T.Y. Lee and C. H. Lin "Feature-Guided Shape-Based Image Interpolation", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 21, No. 12, pp. 1479-1489, 2002.

- 17.U. Kühnapfel, H.K. Çakmak, H. Maaß, “3D Modeling for Endoscopic Surgery”, IEEE Symposium on Simulation, pp. 22-32, 1999.
- 18.W. Sun, B. Starily , J. Nam, A. Darling, “Bio-CAD modeling and its applications in computer-aided tissue engineering”, Computer Aided Design, Vol. 37, pp. 1097-1114, 2005.
- 19.Y. Yan, R. Wu, R. Zhang, Z. Xiong and F. Lin “Biomaterial forming research using RP technology”, Rapid Prototyping Journal Vol.9 No.3, p.p.142-149, 2003.
- 20.王中行、郭宏偉、張庭瑞、林滿靜，“灰色理論於 Bio-CAD 逆向模型重建之研究”，第二十一屆機械工程研討會論文集，2004。
- 21.李武松，顱顏整型手術用植入物之設計與製作，國立中央大學機械工程系碩士論文，2000。
- 22.李清隆，利用遞迴方式設計最佳影像邊緣偵測系統之研究，逢甲大學自動控制工程研究所碩士論文，1989。
- 23.林瑞璋、王萬強、陳文賢，逆向工程軟體 Surfacer 使用手冊，全華科技圖書股份有限公司，2001。
- 24.林志勇，“以逆向工程與影像處理技術重建三維虛擬人體器官模型之研究”，90 年國科會結案報告，2001。
- 25.林清安，“透明齒列矯正器之逆向工程與力學分析(1/3)”，90 國科會期中報告，2001。
- 26.姚文隆、陳淞琨、蔡宇豪，“快速模具應用於透明牙齒矯正器之製作”，2003。
- 27.黃德昌，影像處理與虛擬實境在醫學上的應用，國立中央大學機



- 械工程系碩士論文，2000。
- 28.黃信憲，影像之分割重建與立體視覺化-以磁振肝門靜脈影像處理為案例，大葉大學工業工程系碩士論文，2001。
  - 29.黃維信、陳致宏、黃俊仁、董基良、林志勇、馮君平，“虛擬手部復健系統”，第 19 屆機械工程研討會論文集，pp. 595-602 ，2002。
  - 30.黃佳豪，以特徵為基礎的交談式電腦視覺模具幾何辨識系統，國立成功大學機械工程系碩士論文，2000。
  - 31.許智超，逆向工程與快速成型整合系統之研究，台灣大學機械工程研究所碩士論文，2000。
  - 32.張明治，多種類醫學影像系統應用於立體脊椎重構與融合之研究，國立成功大學資訊工程研究所碩士論文，2001。
  - 33.張偉哲、溫坤禮、張廷政，灰關聯模型方法與應用，高立圖書有限公司，2000。
  - 34.張智星，MATLAB 程式設計與應用，清蔚科技股份有限公司，2000。
  - 35.張錚，MATLAB 程式設計與應用教學範本-3D 繪圖及影像處理，知城數位科技股份有限公司，2002。
  - 36.陳欣沛，腹腔鏡膽囊切除手術模擬系統，國立中央大學資訊工程系碩士論文，2000。
  - 37.柯俊宏，灰關聯分析結合田口參數設計運用於逆向工程點群資料處理之研究，大葉大學自動化工學系碩士論文，2002。
  - 38.劉光筠，多種類醫學影像系統應用於立體脊椎重構與融合之研究，國立成功大學資訊工程系碩士論文，2000。

- 39.趙一平，肺臟斷層影像之電腦輔助分析，中原大學醫學工程系碩士論文，2002。
- 40.翁子倫，以體素為基礎的顯示與攤平技術及其在生醫資料的應用，國立成功大學資訊工程博士論文，2003。
- 41.簡健哲，頭部 CT 與 MR 影像之融合，國立中央大學機械工程系碩士論文，2000。
- 42.鄭啟英，虛擬實境在復健之應用，國立中央大學機械工程系碩士論文，2000。
- 43.溫坤禮等著，灰預測原理與應用，全華科技圖書股份有限公司，2002。
- 44.江俊禹，鞋楦逆向 CAD 模型重建技術探討，國立中央大學機械工程系碩士論文，2001。
- 45.陳俊諺，利用 3D 多重掃描資料建構多面體架構之實體模型，國立中正大學機械工程學系碩士論文，2000。
- 46.瑋特擬真科技，EON Studio 3D 虛擬實境整合互動網頁設計，全華科技圖書股份有限公司，2002。