

## 以電腦斷層掃描資料重建 CAD 與 RP 模型之研究

王中行

東海大學工業設計系(所) 副教授

cswang@mail.thu.edu.tw

張庭瑞

南開技術學院工業工程與管理系 講師

t237@nkc.edu.tw

唐英曦

國立中央大學機械工程研究所 博士班研究生

s1343018@cc.ncu.edu.tw

### 摘要

電腦斷層掃描影像的應用，讓醫生對患者病情的診斷，不再完全倚靠解剖來確認病變處，而可直接由斷層掃描片來瞭解病因，但由於電腦斷層僅為一系列 2D 的影像圖片，故如何能將這一連串的斷層圖重建出三維實體模型圖，以提供醫事人員判斷及診斷參考，而增加診斷的可判性及便利性，使醫師更能掌握病變，為本研究的目標。

本研究以一序列的斷層掃描圖，配合電腦輔助設計之 B-Spline 曲線、曲面為基礎，利用 MatLab 軟體，撰寫重建斷層掃描之三維模型之發展程式，讓使用者可以觀察重建完成斷層掃描圖三維模型，並再將重建完成的模型，從快速原形機輸出實體模型。本研究以實例完成一人工髌骨模型，以供展示及觀察使用，更進一步將完成的三維模型延伸至網際網路，以提供探討進行虛擬手術發展之可行性，而藉由電腦網路化進行外科手術，以縮短實習醫生開刀訓練的時間，而有其研究價值。

**關鍵字：**電腦斷層掃描，電腦輔助設計，B-Spline 曲線、曲面，三維重建，快速原形，虛擬手術。

## 一、緒論

電腦輔助設計(Computer Aided Design, CAD)中的逆向工程(Reverse Engineering, RE)方式,近年來相當蓬勃發展,其主要建構的方式是將獲得的原始點群資料(Points Cloud),透過 RE 或 CAD 系統建模,將產品模型呈現出來,一般將其視為傳統的逆向工程手法,這樣的機制,不僅可以節省技工、師傅的製造修整模型時間,也縮短了需求者與製造者的討論次數,若設計師對完成後的產品不滿意,只需透過電腦稍作修整即可產生一個新的模型,而被認為相較於一般 CAD 的所謂正向工程設計,在產品開發上更為方便與省時。

逆向工程也開始廣泛用於醫學工程影像上,在醫學影像的視覺化處理,從早期的 X 光片,到近期的電腦斷層掃描片(Computed Tomography, CT)、核磁共振影像(Magnetic Resonance Image, MRI),均可以採用逆向工程的方式來達成,其有別於傳統的逆向工程手法,而被稱之為非傳統逆向工程,參見表 1。但由於 X 光片、CT、MRI 影像,均為 2D 的單層影像,醫師在診斷時,必須逐一來回的去研判這些圖層,而由這一序列圖層,在腦中勾勒出實際病變處的空間位置,在判讀上需要相當的想像力及經驗,故

如何以逆向工程的手法將其轉成 3D 模型,以提供醫學診斷的參考,實為一值得探討的研究方向。一般重建完成的 CAD 三維電腦模型,再以快速原型(Rapid Prototyping)建構產生三維實體模型,在 3D 電腦模型與快速原型機結合後,亦可以直接輸出實體器官模型,例如:人工耳、人工心臟、人工關節、頭顱補塊、人工義肢...等[1][26],對少量多變化的人體器官而言,更具有相當的應用價值。另一方面以 CAD 與 RP 為主的 CT 處理技術,除可供人工器官製造、醫學展示或教學使用外,更可應用網路上的虛擬實境技術,發展建立一虛擬手術系統,做為手術導引規劃或開刀路徑的參考,達成提供醫學影像的完整應用。

## 二、相關文獻探討

無感式內視掃描(X光、CT、MRI)已廣泛應用於電腦輔助外科手術 CAS(Computer Assisted Surgery),而藉由三維影像的幫助,可於手術前以三維影像做為練習對象,並找出最佳手術方式與路徑,手術中並可藉由立體影像結合機器手臂,告知手術者手術部位的正確位置;手術後再進行三維影像評估。以處理無感式內視掃描為主

表 1：傳統與非傳統逆向工程技術的差異

|              |         | 傳統逆向工程                      |        | 非傳統逆向工程                          |              |
|--------------|---------|-----------------------------|--------|----------------------------------|--------------|
| 原始模型         | 原始模型    | 硬質模型<br>軟質模型                | 硬質模型   | 人體器官                             | 拓印碑文<br>書法圖畫 |
| 硬體設備<br>及前處理 | 量測載具平台  | 雷射<br>掃描儀                   | 3D 測量儀 | 醫學量測儀<br>(CT、MRI)                | 掃描機          |
|              | 前處理技術   | 模型表面光滑處理(模型補土、<br>表面修整...等) |        | 不需特別之前處理                         |              |
| 資料格式<br>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<br>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<br>建構     | 3D 模型建構 | 由特徵曲線及邊緣曲線<br>所建構而成         |        | 由各層之輪廓曲線掃描混層<br>(Swept-Blend)而成  |              |

的醫學影像研究，近年來已廣泛為學術界討論。在相關文獻探討上，可概分為(1)醫學影像處理[3][8][15][18][23][24] (2)以曲線、曲面為主的內視掃瞄醫學影像的重建[2][7][20][21] (3)醫學人工器官模型的快速製造[4][27] (4)網路化虛擬醫學影像重建與虛擬手術系統[12][22]等四方面；目前國內外各大學在醫工、資訊、工工、機械、電機、工設…等系所，均有與教學醫院，進行上述四項部分組合或融合作為研究方向領域。

相關研究上，在此作一綜合回顧；林志勇[1]以結合影像處理之影像分割和邊緣偵測技術，再配合逆向工程之曲面擬合，將 2D 醫學工程模型，重建成為 3D 立體模型。郭泰宏[4]以整合建立一套應用於口腔顎面為主的醫療影像開發軟體，並結合 RP 製作金屬骨板或植入物，達成提高手術的精確度與降低手術的時間。劉明輝[12]針對 CT 影像間的內差資料產生方式作討論，同時結合線性內插與形狀內插法，以速率及精確度作考量，來產生新的圖層。Guo[19]以形變理論為基礎，對三維醫學影像進行插值運算，以直接對一個三維的灰階體積資料作分割的方式。Otsu[25]提到對一影像利用統計學的方法，將該影像的臨界值選選取出來。在幾何模型建構方面，Anand[14]、Choi[17]及 Watt[29]將 CAD/CAM 領域中常見的曲線及曲面的建構模式作完整的介紹，並比較各種曲線與曲面建構的特點。Tsai[28]直接對醫學影像斷面輪廓線進行探討，並以幾何模型完成層與層鋪面的應用。劉光筠[9]以梯度影像之逼近演算法，建立一套可同時進行脊椎影像 2D 與 3D 的觀察與重建，以改善臨床脊椎開刀（俗稱骨刺切除），無須外部標記的困擾，以增加開刀的準確度。李武松[10]以顱顏整型手術為方向，以 CT 影像檔，經由影像處理、電腦圖學技巧重建植入物模型，再以快速原型機製作實體，並完成翻製矽膠母模，提供臨床植入傷患的骨骼缺口。簡健哲[11]以同

時結合腦部的 CT 與 MRI 影像之融合為探討，以保留了 CT 清晰的頭骨影像和 MRI 灰階分明的腦組織影像，來重建三維的頭部立體影像，並建立一套手術導引系統作為手術精密定位。

### 三、研究方法

本文主要在於探討以幾何特徵為基礎來重建醫學影像中輪廓與輪廓間的點群，並於 Matlab 軟體環境下撰寫應用程式，以發展出一套三維醫學影像重建系統，達成將讀入二維電腦斷層掃瞄影像，自動重建出三維的 CAD 模型，進而以快速原型機輸出 3D 實體醫學原型，並可透過網際網路，建立其視覺化效果，而增加醫學影像檔的可判讀性。

本文首先處理電腦斷層掃瞄檔，其主要的步驟為使用影像處理技巧，找出感興趣的目標輪廓，再將得到的無依順序排列的點座標依照輪廓線形狀做排列，之後再將該輪廓的特徵控制點反推出來，並透過幾何特徵方法中的 Spline 曲面中的小補綴 (Patches)，貼補彼此之間的輪廓點群，而重建出三維的曲面架構，並於發展的系統中加入使用者可控制功能，使重建的模型於視窗中可任意縮放及旋轉，供使用者於任何角度下觀看及評估。另一研究方向為將重建出的三維醫學影像與虛擬實境系統結合，即可直接透過瀏覽器觀察，或供手術模擬教學及訓練使用，以達成日後在做手術時，可盡量將周圍組織傷害降到最低。在快速原形機輸出應用方面，可將重建完成的模型透過 CAD 轉檔軟體 Solid View，即可轉換成 stl 檔後由快速原型機輸出實體模型。

本研究的架構流程圖，如圖所示：

其詳細步驟如下：

1. 使用影像處理技巧的中值濾波法則[25]，將影像中的雜訊濾除。

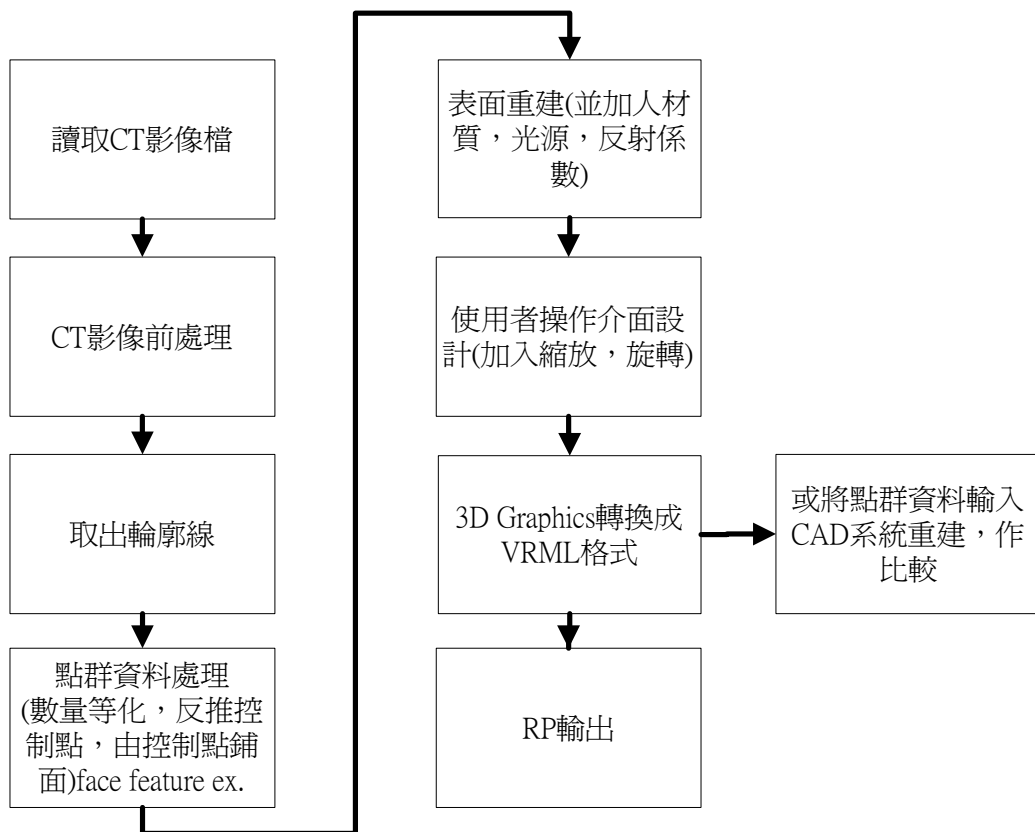


圖 1：系統架構圖

2. 使用影像處理技巧，找出適當臨界值[5]。
3. 二值化影像，找出感興趣的組織結構。
4. 找出輪廓邊界並顯示出來。
5. 將不同顏色之輪廓與原圖一起輸出，檢視有無不合理的區域。
6. 以 Spline 曲面為基礎將相鄰的輪廓點群貼合。
7. 重建出三維曲面模型並加入視覺化的元件(光源、反射係數等)。
8. 完成一斷層掃描圖的三維重建系統[30]。
9. 將輸出後的圖形轉換成虛擬實境的檔案格式，可直接由瀏覽器瀏覽。
10. 由 wrl 格式轉換成 stl 格式，即可由 RP 輸出成三維模型，供展示及檢驗。

#### 四、電腦斷層影像擷取

電腦斷層掃描之影像擷取，其主要的方式為使用影像處理技巧以找出感興趣的目標輪廓，再

將取得的無順序排列點座標依照輪廓線形狀做排列，之後再將該輪廓的特徵控制點反推出來，並透過幾何特徵方法中的 Spline 曲面貼補彼此之間的輪廓點群，而重建出三維的曲面架構，本研究在電腦斷層影像擷取的流程，如圖 2 所示。

##### 4.1 直方圖

直方圖 (Histogram) 的基本定義為一張影像其所有圖素的灰階值分佈狀況，為一統計的圖表，對一張 8 bits 灰階數位影像而言，其橫軸通常代表圖素的灰階 256 個值 (2 的 8 次方，分佈範圍為 0~255)，另外，縱軸代表的是該灰階值圖素的累積數量，如圖 3 所示若有一橫軸 (灰階值) 為 100 其對應的縱軸為 520 的直方圖，則表示該張影像灰階值為 100 的圖素有 520 點。

因此，直方圖內的圖形面積即代表該張影像的全部圖素數量的總和，若該影像的某一灰階

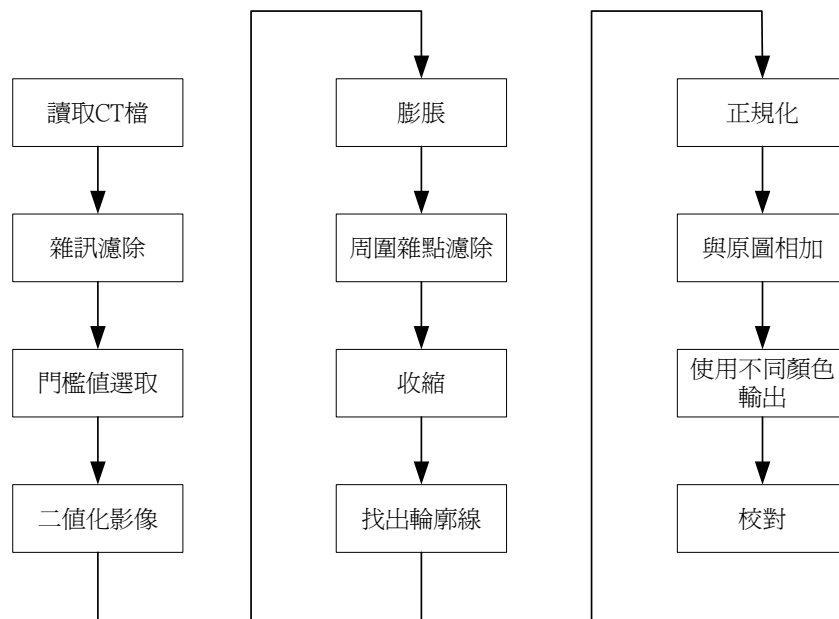


圖 2：本文中 CT 影像處理流程圖

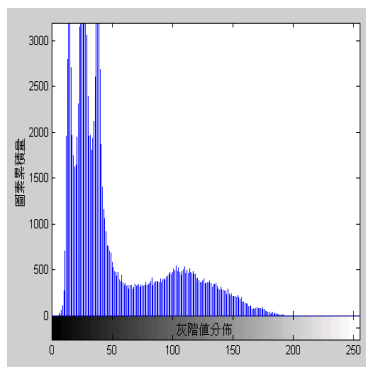


圖 3：直方圖示意圖

值所佔的圖素除上全部的面積，除了表示該圖素所佔的比例外，也代表該灰階的值在這張影像內所出現的機率。通常直方圖的應用是為了判斷及瞭解該張影像明暗度的分佈情形，若影像較灰暗不清楚時，可對影像直方圖進行統計相關計算的調整，調整至適當的情況，讓肉眼可以較容易辨別，此類的運算稱為直方圖等化運算 (Histogram Equalization)，可補償人類對灰階度較低的影像變化不敏感的缺陷。

#### 4.2 臨界值選擇

臨界值 (Threshold Value) 又稱門檻值、切斷值或閾值，前述直方圖另一功能就是做臨界值的選擇，對一影像取一個或多個臨界值，臨界值的選擇對一張影像後續的影像處理會有一連串的影響若只取單一灰階值做界線也稱為二值化值，是對一張影像的直方圖選取某適當值做劃分，一張影像若有明顯的兩波峰，表示此影像有較佳的前景與背景，通常選擇的門檻值為兩波峰間的波谷其對應的灰階值做為臨界值。

在工程應用上常常取一臨界值將一張影像區分為背景與前景兩部分，通常前景是感興趣的目標，背景通常作為去除的部分，取出前景之後再繼續對此部分做後續的影像處理。例如：一張手繪的工程圖，使用 CCD 攝影機或掃描器掃描存成數位的檔案後，進行直方圖計算，其直方圖的分佈情形在一般情況下，前景與背景也就是畫線的部分與紙張的部分，會區分成明顯的兩個區域即兩個群，取一門檻值做二值化後，即可清楚

的將感興趣的地方也就是畫線的部分取出而進行後續的處理。

臨界值的選擇對一張影像其後續的處理有關鍵性的影響，國內外學者也有許多對門檻值做選擇的研究，如：Otsu[25]所提出的門檻值選擇理論、動態守恆臨界值法或模糊類神經法則來決定門檻值等方式。本研究以 Otsu 所提出的門檻值理論作為對一張影像進行門檻值的運算，圖 4 為未經由 Otsu 門檻值選擇法進行二值化之原始影像，圖 5 則為已利用 Otsu 門檻值選擇法所得到之二值化影像。

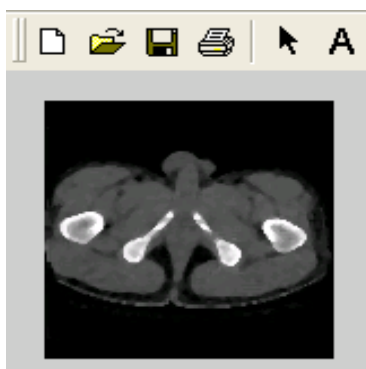


圖 4：未經臨界值分割的影像



圖 5：經過 Otsu 方法取得臨界值分割

#### 4.3 臨界值分割

臨界值的分割 (Segmentation) 是依照影像中各像素的灰階值，來分割影像的區域。臨界值

的分割一般分為兩種方式，單一臨界值的分割及多臨界值的分割。單一臨界值的分割為大於等於此臨界值 (以  $T$  表示) 的唯一聚合 (以  $R1$ ) 表示，小於此臨界值的各像素為另一聚合 (以  $R2$  表示)，每一個聚合稱為一個分割。

以  $f(x,y)$  表示影像中相對座標為  $x,y$  的像素灰階值。

$$R1 = \{(x, y) | f(x, y) \geq T\} \dots\dots\dots (1)$$

$$R2 = \{(x, y) | f(x, y) < T\} \dots\dots\dots (2)$$

而多臨界值的分割，則是給定兩個或以上的臨界值，來決定分割的區域，若以兩個臨界值 ( $T1$  及  $T2$ ) 為例，則可決定了三個聚合 (分別以  $R1$ ,  $R2$ ,  $R3$  標示)，其數學式表示如下：

$$R1 = \{(x, y) | f(x, y) < T1\} \dots\dots\dots (3)$$

$$R2 = \{(x, y) | T1 \leq f(x, y) \leq T2\} \dots\dots\dots (4)$$

$$R3 = \{(x, y) | f(x, y) > T2\} \dots\dots\dots (5)$$

以上單臨界值與多臨界值分割這兩種分割均為全域的分割，以整張影像作為考量來運算。

#### 4.4 侵蝕與膨脹

在影像處理的應用上，為尋找感興趣的目標，使得辨識的工作較為容易，常應用到的方法有平滑物體、填補小洞，排除突出物等，在此討論的影像為二進位的影像 (0 表示為最低灰階值，1 表示為最高之灰階值)，一般膨脹與侵蝕 (Erode and Dilate) 是兩個最重要的基本運用方式；膨脹指的是使物體向外展開的技術，如此便可填補小洞及脫節的部分，侵蝕則是利用蝕刻物體的邊緣來達到使物體收縮的效果，因此在處理影像時，可選用適當的結構元素 (Structural Element) 來對影像中的特定目標進行膨脹或侵蝕。當進行膨脹或侵蝕時其運算方式為將適當的結構元件置於影像上逐點作處理，以下針對膨脹與侵蝕的結構元件與其運作方式作介紹。

#### 4.4.1 膨脹運算

經結構元件處理過後，空缺會填滿且物體形狀增大。其條件依運作順序分成以下兩個步驟：

1. 結構元件中心移至影像中一點且該點為零時，則結構元件不作用，往下點移動。
2. 結構元件移至影像中一點且該點為 1 時，則將該點上、下、左、右鄰近之四點設為 1，而後再繼續往下點移動運算。

#### 4.4.2 侵蝕運算

運算方式與膨脹相似，其結構元件與膨脹相同，經結構元件處理過後，突枝消除且物體形狀縮小，依運作順序可分成以下兩個步驟：

1. 當結構元件中心移至影像中一點且該點為零時，則結構元件不作用，往下點移動。
2. 當結構元件移至影像中一點且該點為 1 時，則檢查該點之上、下、左、右鄰近四點的值設為 1，而後往下點移動，若此四近鄰值同時為 1，則將該點設為 1，若無同時為 0 時，則該點設為 0，然後往下一點移動。

#### 4.4.3 斷開與閉合

斷開與閉合(Opening and Closing)是影像處理中兩個常用的型態運算，斷開與閉合只是侵蝕與膨脹的前後順序不同，先做收縮再做膨脹稱為斷開，目的通常為平滑輪廓、截斷窄的細線、消除較細的分支；先做膨脹再做收縮則稱為閉合，目的為把周圍或內部窄的中斷部分和長的細缺口連接起來，消除內部小孔洞及填補輪廓上的缺口。一張影像若做完斷開的運算，其圖形的特徵會有雜點消失，骨架變瘦，周圍的毛邊被除去等變化，此處理適合做毛邊去除的工具；若做閉合運算，由於經過膨脹運算，可將內部的小孔洞填滿或填實，再經過收縮運算即可將外型復原至原始圖形形狀，非常適合做外圍輪廓找尋的工具。

#### 4.4.4 標記

標記 (Labling) 為紀錄圖中各個不同且獨立的物體，以不同的標示值標示出來，對後續處理的感興趣區域可做分類而做獨立的處理，而非整張影像一起處理。

#### 4.5 灰階體積資料的建立

灰階體積資料的建立方法，是利用組織橫切面影像在未做二值化前，以內差的方式來產生層與層間未知圖層的灰階值，先不做二值化，其目的為了在實體區內保留完整的灰階資料。內差完成的圖層與原先圖層的組合可將之視為一個三維的矩陣，三維矩陣中的每一個元素代表實體中每一個實體資料 (Voxel)，產生方式為根據上下橫切面相關位置的灰階值來決定其對應的灰階值。灰階體積資料通常是以一連續的二維切面影像為來源，而由於實際狀況的限制，所取得的此種影像相鄰兩張間的實際距離，通常要比在一個單位體積厚度要大，也就是說這些切面影像是受觀察的組織中，以一個固定的取樣頻率所選取出來的，因此不能直接以這些連續影像的組合，來作為所要的體積資料，而以內差的方式補齊原本層與層之間原本未存在的灰階資料。

以斷層掃描影像圖而言，在此所採用的對應方法為直接以二維位置座標相同的上下兩個影像點，作為參考點與目標點。而兩點間連線的插入點，以線性內差的方法建立，所採用的公式如下：

$$I_m(x, y) = \frac{M - m + 1}{M + 1} I_R(x, y) + \frac{m}{M + 1} I_T(x, y),$$
$$m = 1, 2, \dots, M \dots \dots \dots (6)$$

M 為內差的層數

$I_R(x, y)$  為參考影像中的灰階資料。

$I_T(x, y)$  為目標影像中的灰階資料。

$I_m(x, y)$  為第 m 層位置之 X 與 Y 所對應的灰階資料。

## 五、電腦斷層之幾何模型建構

在CAD系統製作自由曲線及曲面的建立方法非常多，其中以B-Spline曲線建立的方式最多，B-Spline 曲線、曲面起源於1972年，由Cox和de Boor提出的一種新的曲線、曲面建構方式 [17][29]，本研究在電腦斷層之輪廓線計算上，即採用B-Spline曲線、曲面的方式進行。

### 5.1 B-Spline 曲線

曲線及曲面的建構都是藉由控制點群來控制曲線及曲面的外型，當曲線為複合曲線時，B-Spline 曲線若更動一個控制點，則曲線只會局部性的改變，不會對曲線形狀造成太大的影響，且在線段的接點上，其一階及二階導數會自動滿足連續的條件。一般均勻三次式B-Spline曲線，其基底函數  $N$  經過等分的區段均為相同的，其通式如下：

$$\vec{r}(u) = UNR \dots\dots\dots(7)$$

當兩條B-Spline曲線相接合時，若要滿足  $C^2$ （曲率）的連續性，必須滿足以下條件：

$$\vec{r}^a(u) = UNR^a \dots\dots\dots(8)$$

$$\vec{r}^b(u) = UNR^b$$

$$U = \begin{bmatrix} 1 & u & u^2 & u^3 \end{bmatrix} \dots\dots\dots(9)$$

$$N = \frac{1}{6} \begin{bmatrix} 1 & 4 & 1 & 0 \\ -3 & 0 & 3 & 0 \\ 3 & -6 & 3 & 0 \\ -1 & 3 & -3 & 1 \end{bmatrix} \dots\dots\dots(10)$$

$$R^a = \begin{bmatrix} \vec{V}_0^a \\ \vec{V}_1^a \\ \vec{V}_2^a \\ \vec{V}_3^a \end{bmatrix}, R^b = \begin{bmatrix} \vec{V}_0^b \\ \vec{V}_1^b \\ \vec{V}_2^b \\ \vec{V}_3^b \end{bmatrix} \dots\dots\dots(11)$$

滿足以下條件才會在曲率維持連續：

$$\vec{r}^a(1) = \vec{r}^b(0)$$

$$\dot{\vec{r}}^a(1) = \dot{\vec{r}}^b(0) \dots\dots\dots(12)$$

$$\ddot{\vec{r}}^a(1) = \ddot{\vec{r}}^b(0)$$

### 5.2 B-Spline 曲面

B-Spline 曲面為曲線的延伸，可想像為另增加一方向來做摻和，產生新的曲面資料點。以  $uv$  兩方向為 3 次式的 B-Spline 曲面表示式：

$$r(u,v) = UNBN^T V^T \dots\dots\dots(13)$$

其中  $0 \leq u \leq 1$ ， $0 \leq v \leq 1$

$$V = \begin{bmatrix} 1 & v & v^2 & v^3 \end{bmatrix} \dots\dots\dots(14)$$

$$B = \begin{bmatrix} V_{00} & V_{01} & V_{02} & V_{03} \\ V_{10} & V_{11} & V_{12} & V_{13} \\ V_{20} & V_{22} & V_{23} & V_{24} \\ V_{30} & V_{31} & V_{32} & V_{33} \end{bmatrix} \dots\dots\dots(15)$$

經由推導完成的公式，由 Matlab 撰寫產生的曲面圖形，如圖 6 所示，圖中曲面形狀為周圍 16 個控制點來改變其形狀。

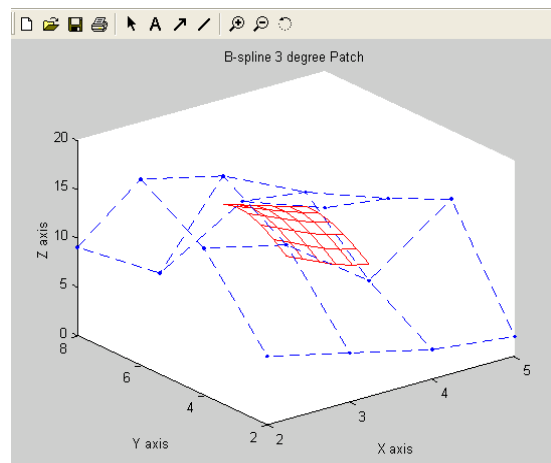


圖 6：三次式 Spline 補塊

### 5.2.1 B-Spline 曲面的擬合

在本文中，曲面擬合產生的方式是由補綴貼合的方式產生，當兩曲面沿著  $u$  與  $v$  方向推展時，在兩曲面銜接處之曲線，可利用相接合滿足  $C^2$  (曲率) 的連續性，計算出下一曲面。圖 7 即是於 Matlab 環境下撰寫沿  $uv$  方向鋪面補綴貼合的情形。

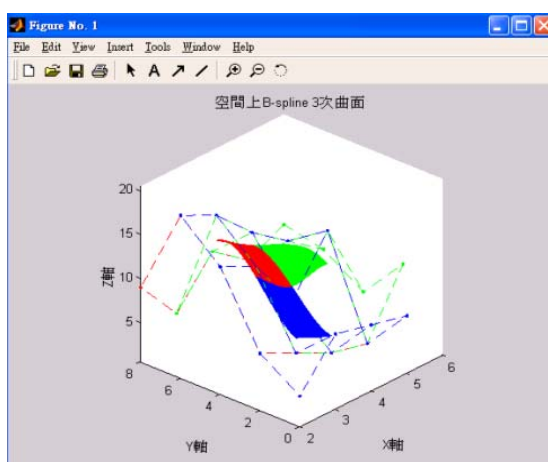


圖 7： $uv$  方向鋪面結果

更進一步，假設斷層圖有 4 層圖形，圖中補綴的產生方式為利用 16 個控制點來產生一個小補綴，在此圖將其規劃成 7 組控制點或稱為 7 組控制面，因此可產生 7 個補綴，補綴貼合情形，而可完成如圖 8 所示之圖形，圖 9 為接續圖 8 再往縱方向鋪面情形。

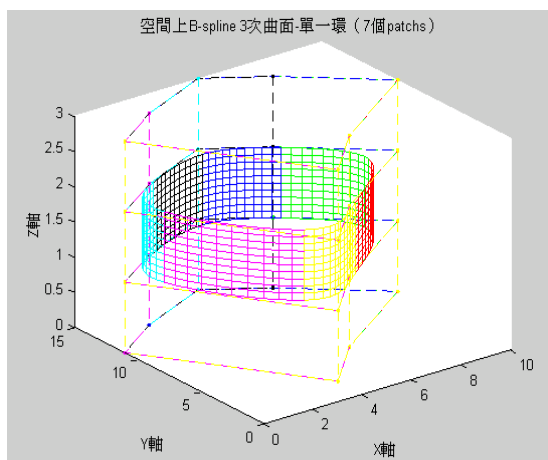


圖 8：空間上 7 個 Patches 鋪面情形

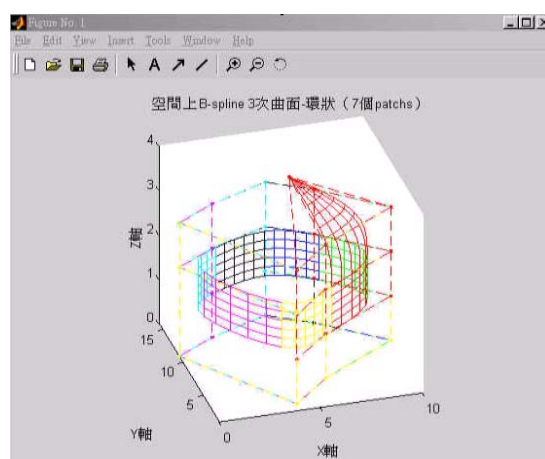


圖 9：縱方向鋪面結果

## 六、 實例驗證

在本研究中，三維重建的範例為一髌骨電腦斷層影像 (CT 影像係由 3D Doctor Software 公司提供測試) 來進行影像處理，主要步驟為將感興趣的輪廓區域擷取出來，以進行這些輪廓點群的三維重建。輪廓線的擷取步驟如下：讀取影像檔 → 做影像強化 → 選擇濾波器做雜訊濾除 → 找出適當臨界值完成二值化 → 再經過影像膨脹與收縮處理，進行布林運算後將輪廓線取出，之後將輪廓點以不同顏色輸出，再與原始 CT 影像圖形做比對，檢視有無不合理區域，並對此輪廓線做排序，建立 Spline 曲線，最後，再依特徵控制點與 Spline 曲線完成其三維曲面建構。

### 6.1 髌骨斷層掃描影像三維重建

對於單一張髌骨處理步驟，可於 Matlab 下撰寫將輪廓擷取之全部程序軟體，為了方便輸出比對，將輸出結果以紅色的輪廓線與原始圖形一同輸出，圖 10 為第 41 張髌骨影像之斷層掃描圖處理步驟。



圖 10：第 41 層髖骨斷層掃描影像處理情形

### 6.1.1 髖骨影像處理部份

全部髖骨之電腦斷層掃描片可進行輪廓線擷取，其結果以 CToutXX 表示，總共擷取 55 層斷面輪廓，順序 XX 為 01-55，圖 11 為前 20 層 CT 斷面，由下而上的順序展示。

### 6.1.2 髖骨三維重建部份

找出髖骨的輪廓點座標後，即可於 Matlab 下將找到的輪廓點曲面鋪出來，又為了方便觀察及展示美觀效果起見，另建立習用的縮放、旋轉、不同視角...等視覺化功效，另外再加入燈光及反射係數等，以完成髖骨三維之 CAD 模型，如圖 12、圖 13 所示。

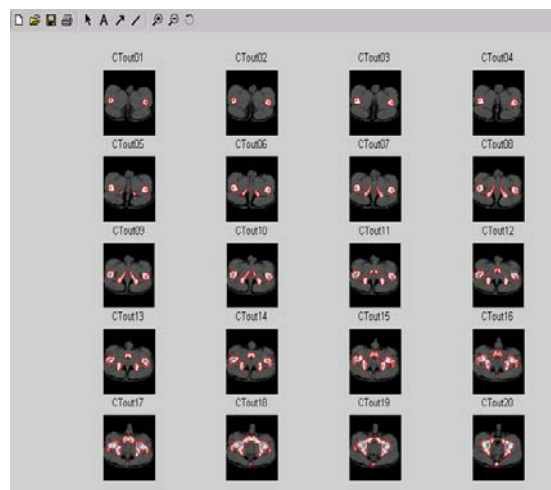


圖 11：第 1 層到第 20 層髖骨斷層掃描影像輪廓線擷取情形

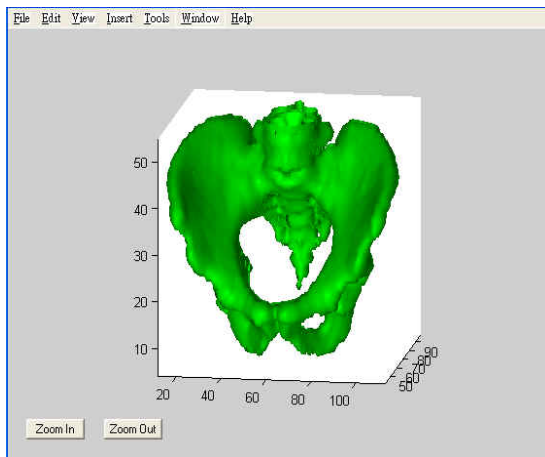


圖 12：髖骨三維重建（等角視圖）

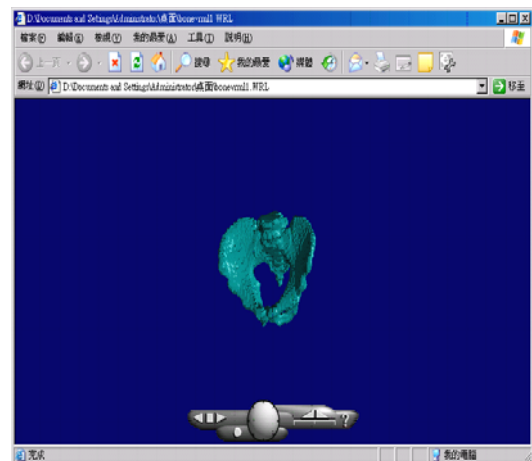


圖 14：髖骨於瀏覽器中展示模型

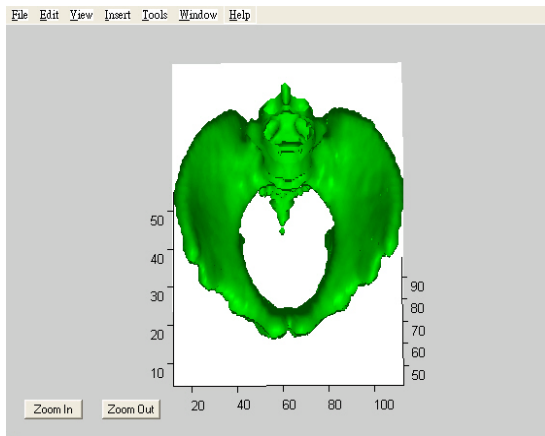


圖 13：髖骨三維重建結果（上視圖）



圖 15：使用 RP 完成的實體模型

重建完成的三維模型可以虛擬實境模式語言(Virtual Reality Modeling Language, VRML)格式輸出，即可在 IE 等各瀏覽器上直接觀看重建後的模型，並透過 CAD 檔案互換軟體 SolidView，將本研究的 VRML 格式模型檔案，轉換成 RP 可接受的 stl 格式檔，即可由 3D Printing 快速原型機輸出，完成一模型供展示及檢驗用。圖 14 為髖骨在瀏覽器顯示的情形，圖 15 為重建後的模型結合快速原型機輸出的比例縮小之實體圖。

## 6.2 分析與討論

經由本研究所建構的三維重建系統中，可以將一序列的二維 CT 轉換成三維的 CAD 圖形，讓使用者可以進行 3D 視覺化瞭解原始 CT 圖片，並可免除使用 CAD 系統繁複的操作，就可將斷層掃描圖重建出來，大幅縮減建模的時間，一般在 CAD 環境下做斷層的輪廓鋪面時，最費時的就是輪廓線上接合點的選擇與選取，另外在轉換成 stl 格式檔後，即可使用快速原型機輸出完成最後的成品模型。

## 七、 結論

透過本研究的結果，可以顯示二維的髖骨電腦斷層掃描圖影像處理的過程及三維重建後的結果。在此研究中輸出的模型，已可以不用透過 CAD 系統來完成三維的重建，可以減少使用者操作 CAD 系統鋪曲面的繁複手續與時間，亦可將重建後的三維曲面或實體模型，轉換成虛擬實境的 wrl 檔案格式，以直接透過網際網路瀏覽器來瀏覽及操作，讓使用者做觀察及評估重建完成的三維 CT 檔案。

本研究的具體成果如下：

1. 可自動將各電腦斷層掃描圖的輪廓點群擷取出來。
2. 完成將點群資料以自行撰寫的 Spline Patches 鋪出三維的特徵。
3. 可以直接於重建系統內將完成的三維立體圖形，並加入燈光及反射係數...等，增加可讀性及真實感等視覺化效果。
4. 可將完成的三維模型轉為 VRML 格式。
5. 可將 VRML 的格式檔案轉換成快速原型機接受的 stl 格式。
6. 可從快速原形機輸出完成後的模型供觀察及檢驗。

未來研究發展上，仍有下列幾點可以持續進行的方向：

1. 可進一步採用非均勻加權 B-Spline ( Non-Uniform Rational B-Spline, NURBS ) 曲面的建構方式來完成鋪面，可增加模型局部修改的彈性，達成更符合個人化人工器官的建置。
2. 未來可直接對 ASCII 點群資料做處理，以及轉換成 stl 格式檔的程式撰寫，省去

VRML 轉檔成 stl 的步驟與時間。

3. 對 RP 層與層間的影像處理，可以採用適應性切層的方式來完成其三維重建，以增加成型的精確性與速度。
4. 更進一步將完成的三維模型延伸至網際網路應用，以提供進行虛擬手術發展之可行性，而藉由電腦網路化進行外科手術，以縮短實習醫生開刀訓練的時間。

## 參考文獻

1. 林志勇，(2001)，”以逆向工程與影像處理技術重建三維虛擬人體器官模型，” *九十年國科會專題研究計畫成果報告*，pp. 1 - 6。
2. 黃聖杰，(2000)，”應用電腦斷層掃描資料建立 CAD 及 RP 介面系統，” *八十九年國科會專題研究計畫成果報告*，pp. 1 - 5。
3. 李建德，(2000)，”顱內三維影像重建及定位計數之研究，” *八十九年國科會專題研究計畫成果報告*，pp. 1 - 5。
4. 郭泰宏、方晶晶、王東堯，(2002)，”醫療影像軟體開發—基礎介面與三維實體模型重建，” *第十九屆機械工程學術研討會*，pp. 823-830。
5. 繆紹剛，(2000)，*數位影像處理活用 Matlab*，全華科技圖書股份有限公司。
6. 劉明輝，(1999)，適用於三維醫學影像重建的快速內差法，逢甲大學資訊工程研究所碩士論文。
7. 唐英曦，(2002)，以幾何特徵為基礎之醫學影像三維重建與視覺化研究，大葉大學自動化研究所碩士論文。
8. 黃信憲，(2000)，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，大葉大學工業工程研究所碩士論文。
9. 劉光筠，(2000)，多種類醫學影像系統應用於立體脊椎重構與融合之研究，成功大學資訊工程研究所碩士論文。
10. 李武松，(2000)，顱顏整型手術用植入物之設計與製作，中央大學機械工程研究所碩士論文。
11. 簡健哲，(2000)，頭部 CT 與 MR 影像之融合，中央大學機械工程研究所碩士論文。
12. 黃德昌，(2000)，影像處理與虛擬實境在醫學上的應用，中央大學機械工程研究所碩士論文。

13. 劉明輝, (1999), 適用於三維醫學影像重建的快速內差法, 逢甲大學資訊工程研究所碩士論文。
14. Anand, V.B., (1993), *Computer Graphics and Geometric Modeling for Engineers*, John Wiley, Ch. 5.
15. Archip, N. et. al., (2002), "A Knowledge-Based Approach to Automatic Detection of the Spinal Cord in CT Images," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 21, No. 12, pp. 1504-1516.
16. Choi, S.H., and Kwok, K.T., (2002), "Hierarchical Slice Contours for Layered Manufacturing," *Computer in Industry*, Vol. 48, pp. 219-239.
17. Choi, B. K., (1991), *Surface Modeling for CAD/CAM*, Elsevier, Ch 3 & Ch4.
18. David R. Soll, (1999), "Computer-assisted Three-dimensional Reconstruction and Motion Analysis of Living, Crawling Cells," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Vol. 23, pp. 3-14.
19. Guo, J.F., Cai, Y.L., and Wang, Y.P., (1995), Morphology-Based Interpolation for 3D Medical Image Reconstruction, *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Vol. 19, No. 3, pp. 267-279.
20. Lee, T.Y., and Lin, C.H., (2002), "Feature-Guided Shape Based Image Interpolation," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 21, No. 12, pp. 1479-1489.
21. Lotjonen, J., et. al., (1999), "Reconstruction of 3-D Geometry Using 2-D Profiles and a Geometric Prior Model," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 18, No. 10, pp. 992-1002.
22. Marovic, B., Jovanovic, Z., (1998), "Visualization of 3D Fields and Medical Data and Using VRML," *Future Generation Computer Systems*, Vol. 14, pp. 33-49.
23. Maksimovic, R., Stankovic, S., and Milovanovic, D., (2000), "Computed Tomography Image Analyzer: 3D Reconstruction and Segmentation Applying Active Contour Models – 'Snakes'," *International J. of Medical Informatics*, pp. 29-37.
24. McInerney, T., and Terzopoulos, D., (1999), "Topology Adaptive Deformable Surfaces for Medical Image Volume Segmentation," *IEEE Transactions on Medical Image*, Vol. 18, No. 10, pp. 840-850.
25. Otsu, N., (1979), "A Threshold Selection Method from Gray -Level Histograms," *IEEE Transaction on Systems, Man, and Cybernetics*, Vol. SMC-9, No.1, pp. 62-66.
26. Sanghera, B., et. al., (2001), "Preliminary Study of Rapid Prototyping Medical Models," *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 7, No. 5, pp. 275-284.
27. Swann, S., (1996), "Integration of MRI and Stereolithography to Build Medical Models: a Case Study," *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 2, No. 4, pp. 41-46.
28. Tsai, A., et. al., (2003), "A Shape-Based Approach to the Segmentation of Medical Imagery Using Levels Sets," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 22, No. 2, pp. 137-154.
29. Watt, A., (2000), *3D Computer Graphics*, 3<sup>rd</sup> Edition, Addison Wesley, Ch 3.
30. Liu, S., Ma, W., (1999), "Seed-growing Segmentation of 3-Dsurfaces from CT-contour Data," *Computer Aided Design*, Vol. 31, pp. 517-536.

# **3D Reconstruction from Computed Tomography Scanned Data to CAD and RP Models**

Chung-Shing Wang

Associate Professor, Department of Industrial Design, Tung-Hai University

cswang@mail.thu.edu.tw

T.R. Chang

Lecturer, Department of Industrial Engineering and Management, Nan-Kai College

t237@nkc.edu.tw

I.S. Terng

Graduate Student, Department of Mechanical Engineering, National Central University

s1343018@cc.ncu.edu.tw

## **ABSTRACT**

Computed tomography greatly provides the image information available to surgeons and becomes one of the most important methods to check any defects inside of patients. However, doctors must study and check these CT slices back and fourth to find the exact position for the pains. This is not only waste time but also inefficiency. Doctors must image the tissue's space structure by these slices. With the development of various methods in medical image processing, there is an urgent need for 3D reconstruction from a series of 2D slices.

This paper presented a process to reconstruct three dimensional surfaces from 2D CT scanned data. Based on the geometric model – B-Spline curves and surfaces are built. By using the MatLab software, a series of 2D CT image slices can be read and transformed to the profiles. A 3D B-Spline patch model is generated and it can also apply to VRML format for virtual surgical application. A rapid prototyping model is made for checking the design process. The real model also can let doctors or patients observe how the 3D CT model is. These models are also suitable for human's organ which can help the small amounts of artificial organs need. This system can also decrease the interns training time and provides some references to medical image research.

**Key Words:** *Computed Tomography, Computer Aided Design, B-Spline Curves and Surfaces, 3D Reconstruction, Rapid Prototyping, Virtual Surgery.*