

應用於模擬心臟跳動的模型建立與處理方法

鄧志堅 陳俊清

大葉大學工業工程與科技管理學系

51591 彰化縣大村鄉學府路 168 號

摘 要

本研究主要是運用非接觸式的量測儀器量測心臟模型的表面，並使用其點雲資料完成曲面的建構，再撰寫 MATLAB 程式模擬心臟的跳動狀況。作法是用光學掃描並以 Rapidform XOR2 軟體的內建功能鋪設心臟的 NURBS 曲面。由於本研究所使用的心臟模型分為兩片，因此，在建構這兩個心臟零件的 NURBS 曲面後，加以模擬及跳動的方式是非常複雜的。所以利用剖面切割的方式將兩片做成一個 NURBS 的曲面，並且由 MATLAB 展示該 NURBS 曲面。之後再由貼圖的方式將經由影像處理之心臟的影像圖貼於建構的 NURBS 曲面上。末了，藉由建構由心臟的 NURBS 曲面之控制點來產生這些點的重心並且以該重心為原點沿著控制點的方向建構射線，控制點將沿著射線方向作有規律的前後移動。每移動一次就建構一次新的心臟曲面，如此就可以模擬心臟的跳動。

關鍵詞：NURBS 曲面，逆向工程，曲面建構，影像處理

The Application of Modeling and Treatment for Simulation of Human Heart Beat

JYHJENG DENG and CHUN-CHIN CHEN

Department of Industrial Engineering & Technology Management, Da-Yeh University

168 University Rd., Dacun, Changhua, Taiwan 51591, R.O.C.

ABSTRACT

This study uses non-contact digitizers to measure the surface of the human heart. The proposed approach also uses a point cloud to reconstruct the surface, and implements a MATLAB code to simulate human heartbeats. The proposed approach first uses an optical digitizer to scan the artifact and the built-in function of Rapidform XOR2 to construct the NURBS surface. Because constructing two NURBS surfaces that can mimic the heart beating in two parts is a complicated process, this study uses a simplified NURBS surface represented in MATLAB to substitute both parts. Next, a texture mapping method pasted the combined heart artifact image to the constructed NURBS surface using image processing. Finally, finding the centroid of the control points of the heart artifact makes it possible to construct directional rays from the centroid to each control point. Moving the control points forward and backward along the rays makes it possible to construct a new NURBS surface for each move, and thus mimic human heartbeats.

Key Words: NURBS surface, reverse engineering, surface modeling, image processing

一、緒論

(一) 研究背景和重要性

3D 的醫學影像呈現是現今醫院最常見的影像，說其成像是 3D，但是卻無法以任一位置去觀察某處的變化，比方說；本研究中的心臟模型，可能在超音波的影像上是無法旋轉進而看到其他部位的跳動狀況，因此必須透過更多的繁複技術去了解其他位置的跳動狀況才行，形成時間的浪費。爲了克服上述所提到的瓶頸問題，需要用模擬方式來進行呈現心臟的跳動狀況。因此需要逆向工程的技術由心臟實體模型建立心臟的電腦模型；而關於逆向處理部分，多樣化的產品設計中最棘手的方向往往是曲面設計問題，特別是在於自由曲面的設計。心臟模型曲面甚多且差異大，這相對提高繪製上的難度。若要心臟模型能跳動，則曲面繪製更需仔細。本研究目的爲建立一完整心臟模型的 NURBS Model，並使其心臟模型可以規律性的跳動。

二、文獻探討

(一) 量測儀器

逆向工程 [1] 所需要的量測探頭一般會依其使用以及特性而有所不同，一般而言可以分爲兩大類：(1) 接觸式，其探頭如觸發探頭，(2) 非接觸式量測方法中常見的掃描方式分別爲以下四種：結構光法 (structure lighting method)、雷射掃描法 (laser scanner method)、立體視角法 (stereoscopy method) 與體積交集法 (volume intersection method) [3]。另外在影像醫學的研究中，也有學者像 Farag [7] 使用物體形狀產生之明暗所獲得的數個 2D 影像來重建 3D 的模型，或者像 Sun [6] 利用相機移動進行量測來取得數個 2D 影像後再重建 3D 的模型。

本研究中使用的光學掃描儀器 SmartSCAN3D-stereo，其掃描原理並不落在前述的四個掃描方法之一，它是利用微小化投影技術 (miniaturized projection technique) 量測物體之數位資料，其偵測原理就是藉由特定光源照射及不同照相機位置之關係以光學處理軟體透過對光紋圖樣分析的技術和照相機之畫面做比對，可在 0.98-2 秒內計算出上百萬點之 3D 點座標，取得任何 3D 物件之資料。

(二) 曲面的運用

本研究對於電腦輔助設計系統中的幾何模型，曲線數學

式多是以參數來表示，常見的參數曲線包括 Bezier、B-Spline、NURBS 曲線。Bezier 曲線由較少的控制點來做操控，對於造型的設計變化有較大的彈性，但是缺乏區域性局部控制的能力。由於 Bezier 缺乏局部控制的能力，因此產生了增加節點向量值，使曲線具有局部控制功能的 B-Spline 曲線。NURBS 曲線與 B-Spline 曲線性質相似，但多了加權值 (weight) 的影響。加權值使得 NURBS 曲線具有同時描述解析曲線及自由曲線的能力，使不同型態的曲線有一個共同而一致的數學基礎。因此，B-Spline 可視爲 NURBS 的一個特例。當 NURBS 曲線的權重都爲 1 時，NURBS 曲線即爲 B-Spline 曲線。

對複合曲線 (composite curve) 而言，Bezier、B-Spline 曲線適合用來處理比較平坦的點資料。NURBS 曲線適合處理不平坦的點資料。因本研究爲外型弧度較大的心臟點資料，所以針對 NURBS 曲線介紹，以下將說明 NURBS 參數曲線 [1, 6]：

NURBS 曲線之數學式表示爲：

$$C(u) = \frac{\sum_{i=0}^n w_i P_i N_{i,k}(u)}{\sum_{i=0}^n w_i N_{i,k}(u)} \quad (1)$$

其中：

n ：加法總和上標，共有 $(n+1)$ 個控制點。

p_i ：第 i 個控制點 (control point)。

w_i ：權重 (weight)，是大於零的實數。每一個控制點 p_i 都附屬一個權重 w_i 。

k ：NURBS 曲線次數 (order)，階數 (degree) 爲 $(k-1)$ 。

u ：節點參數值。

$N_{i,k}(u)$ 爲 k 次 B-Spline 基函數，其定義請參看文獻 [5]，它可以由 Cox-DeBoor 演算法計算求得。

爲了計算 $N_{i,k}(u)$ 需要 $n+k+1$ 個節點值，這些節點值構成一個非遞減向量 $[u_0 u_1 \cdots u_{n+k}]$ ，其中前面和後面最多可有 k 個向量值可以重複，並且在中間的節點值最多只允許 $k-1$ 個向量值可以重複。而參數值 u 的合理有效範圍是 $[u_{k-1}, u_{n+1}]$ 。某個控制點所附屬的權重值若增加將使得曲線趨近該控制點，反之若控制點之權重減少將迫使曲線推離

該控制點。權重對 NURBS 曲線的影響如圖 1 和圖 2，在此進一步假設次方 $k=4$ ，4 個控制點的位置呈正方形分開。為方便說明，在圖 1 中假設節點值的向量為均勻的，亦即 $u_i=i$ ， $i=0,1,2,\dots,n+k$ 。在圖 2 中假設節點值的向量為箝式的，亦即 $u_i=0$ 當 $i=0,1,2,\dots,k-1$ ， $u_i=i-k+1$ 當 $i=k,k+1,\dots,n$ ， $u_i=n+2-k$ 當 $i=n+1,n+2,\dots,n+k$ 。一條四個控制點之 NURBS 曲線，其中三個控制點 P_0 、 P_1 、 P_3 三個控制點之權重 (W) 皆為 1，而改變控制點 P_2 之權重為 0.5、1、2，其曲線變化之情形如圖 1 和圖 2。

由圖 1 跟圖 2 得知不論 NURBS 曲線是均勻的或是箝式的當控制點的權重加重時，曲線都會偏向該控制點。反之，當控制點的權重減低時，曲線會偏移該控制點。NURBS 曲線的公式可以進一步延伸到 NURBS 曲面如 (2) 式：

$$S(u, v) = \frac{\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m w_{ij} P_{ij} N_{i,k}(u) N_{j,l}(v)}{\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m w_{ij} N_{i,k}(u) N_{j,l}(v)} \quad (2)$$

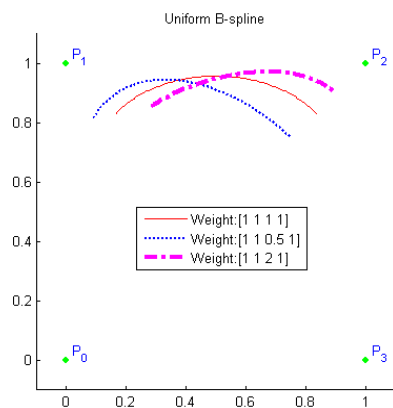


圖 1. Uniform NURBS 曲線，控制點權重改變對曲線之影響

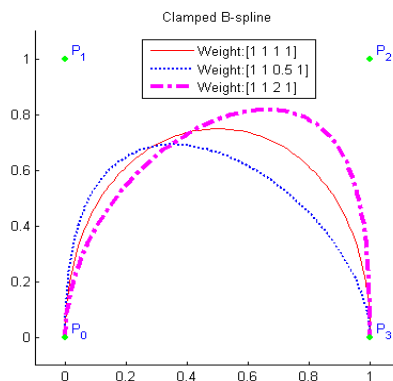


圖 2. Clamped NURBS 曲線，控制點權重改變對曲線之影響

其中 w_{ij} 是權重， P_{ij} 是控制點， k 是 u 方向的次方， l 是 v 方向的次方， u 方向的節向量為 $[u_0 u_1 \dots u_{n+k}]$ ， v 方向的節向量為 $[v_0 v_1 \dots v_{m+l}]$ ，參數 u 的有效範圍為 $[u_{k-1}, u_{n+1}]$ ，參數 v 的有效範圍為 $[u_{l-1}, u_{m+1}]$ 。B-Spline 基函數 $N_{i,k}(v)$ 和 $N_{i,k}(u)$ 類似。

三、研究方法

本研究之心臟模型依據逆向工程理論製作出電腦模型，首先是以 MicroScribe G2 掃描心臟模型，以接觸式量測得到本研究之原始雲點資料，因心臟曲面形狀複雜變化量大，需要雲點資料數量更多來呈現心臟曲面狀況，為了有更完整的心臟模型進而使用光學掃描方式來取得新的雲點資料，並以三種繪圖軟體 Rhino 4.0、RapidForm XOR2 與 SolidWorks 2008 進行曲面繪製工作，並進而考量心臟曲面平滑度以及真實度。接者再嘗試不同取點方式，將其中碰到的困難問題一一列出並試圖找出適當的方法解決，最後由 Rhino 4.0 軟體繪製模型。以下為本研究主要內容：

1. 繪製心臟模型

本研究採用了三種軟體 Rhino 4.0、RapidForm XOR2 與 SolidWorks 2008 進行心臟曲面的繪製工作，所模擬的心臟模型分為兩片，每片都以不同技術做繪製並去加以比較。

2. Rhino4.0 轉換過程

考量到心臟模型在繪製後的曲面數過多無法順利藉由 MATLAB 繪製模擬跳動狀況，進而簡化曲面的動作來取得新的心臟曲面模型，並且以 Rhino4.0 展示，這是由於 Rhino 是 NURBS Based 的曲面建構軟體。

本研究最初用接觸式掃描建立雲點並用 Rhino 4.0 建構 3D 心臟模型，接著用非接觸式掃描建構原來模型。之後，為考量精確度以非接觸性的建立模型為基礎，簡化其 NURBS 模型為單一的 NURBS 曲面以方便心臟模擬跳動。由於接觸性掃描所產生的結果在以後的步驟中沒被使用到，其建構過程在此略過。其研究流程圖如圖 3。

(一) 繪製非接觸式掃描產生的心臟模型

RapidForm XOR2 為快速逆向設計工具之 3D 繪圖軟體，它藉由光學 3D 測量儀器掃描點資料建構參數化的 CAD 電腦模型，能夠快速上手且功能強大，可以建構曲面，並平均網格化。

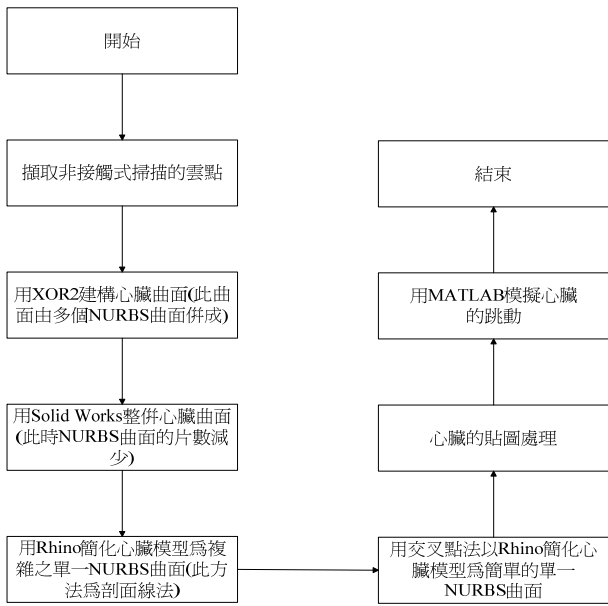
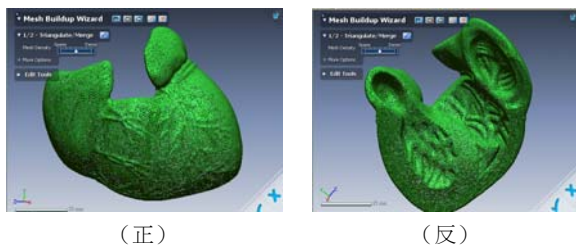


圖 3. 研究流程圖

本研究心臟雲點模型採用通業技研光學掃描 SmartSCAN3D stereo 掃描實體模型後繪製完成，掃描後還是有破洞的存在，這是目前逆向工程設計軟體比較難處理的地方。所以在建立心臟雲點模型後，先利用 RapidForm XOR2 的修補功能，先行修補表面上的破洞。此外 RapidForm XOR2 擁有六大模組，本研究主要用到的模組為 Mesh，將模型 Mesh 後再去曲面分割的動作，如圖 4 和 5 所示，從圖 4 可以看到十分密集的點構成心臟的形狀。

本研究中心心臟模型分為兩個部分，將這兩個部分以前後部分來呈現，分割狀況如圖 6、7 所示。

Mesh 的功能在於能使曲面優化並較為平順、減少皺褶，並能將點資料所構成的曲面分割。由於曲面分割亦有數量上的限制，加上心臟模型屬於多重複雜曲面，所以在曲面分割共取 3,500 片曲面進行研究。更進而得到實體曲面如圖 8。圖 8 描述所做的電腦模型和實際的模型之間的相似



(正) (反)

圖 4. 未 Mesh 前的正反面

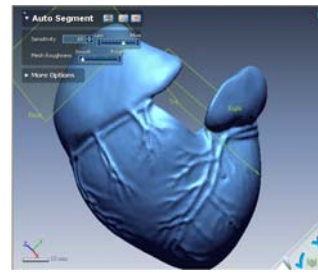
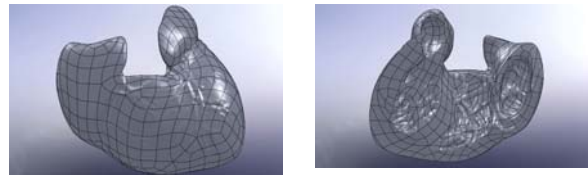
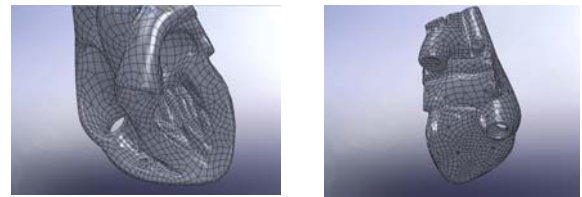


圖 5. Mesh 完後的正面將要分割曲面



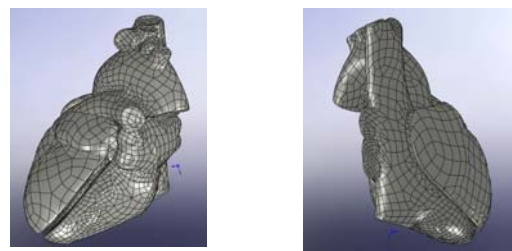
前視圖 後視圖

圖 6. 心臟曲面第一部分分割圖

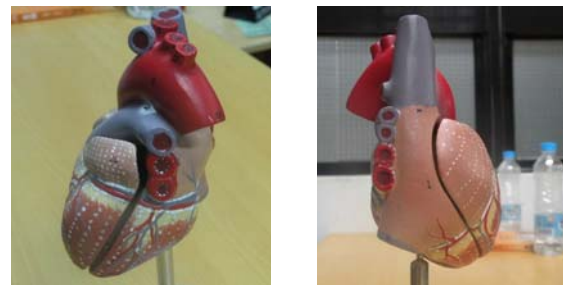


前視圖 後視圖

圖 7. 心臟曲面第二部分分割圖



(a) (b)



(c) (d)

圖 8. 心臟的實體曲面狀況

度，其效果可以由前面跟後面來比較。前面的圖由圖 (a) 和 (c) 做比較，後面的圖由圖 (b) 和 (d) 做比較。很明顯的掃描的模型和實際的模型非常類似。

(二) 整併心臟模型

上述 RapidForm XOR2 可以直接在一完整模型曲面上做分割的動作，但是曲面為不規則狀曲面，所以在分割的過程中是無法設定較少的分割片數來完成分割。為了修補 RapidForm XOR2 所產生過多曲面的問題，本研究運用 SolidWorks 2008 曲面合併的功能來整併一些曲面，使心臟的分割曲面片數減少。

由於心臟的曲面約 3,500 片如圖 8，而其塗彩模式的整體形像如圖 9，繪製曲面過程冗長且繪製出的曲面也較不平整，另外從圖 8 的曲面分割狀況可以知道，在 RapidForm XOR2 的曲面分割中並無依照心臟曲面的邊界輪廓去做分割曲面。為了有比較平整的曲面形狀，首先用 SolidWorks 2008 中側輪廓投影繪出邊界上的投影線段，所選取的位置如圖 10。SolidWorks 2008 強大的功能可以直接刪除原來曲面後再建立新的曲面，其結果如圖 11。雖然直接刪除原始曲面再次建立新的曲面的方式是比較容易操作的，不過新建的曲面多為一不完整的曲面狀態，這對之後在 Rhino 4.0 介面上的取點問題會造成影響（因為非完整的 NURBS 曲面，無法擷取其控制點），因而無法用 Maltab 以 NURBS 的方式來建構曲面，所以刪除曲面之後再運用曲面連接功能的邊界曲面重新建立一新的曲面，新的心臟曲面如圖 12。這樣一來可以降低對心臟曲面的片數。雖然如此，但本方法會產生新建曲面與鄰近曲面相接觸有裂縫存在的問題。

(三) 曲面合併的詳細步驟

本研究中的心臟模型共有 3,911 片曲面所構成，每片曲面皆有 10*10 個控制點，每個曲面上由前三個控制點和後三個控制點來控制邊界的變化情況，U、V 值如附錄一所示。

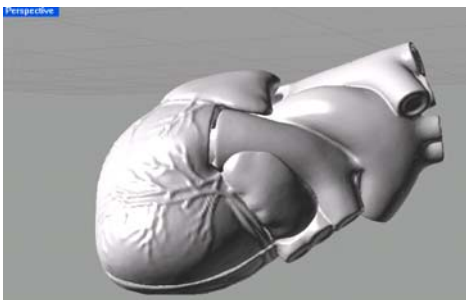


圖 9. 心臟曲面狀況

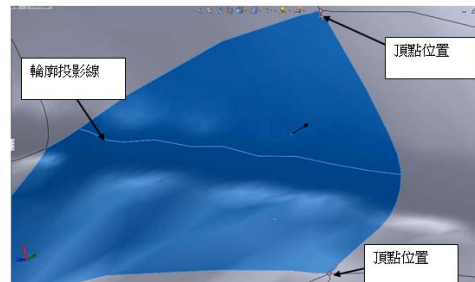


圖 10. 側邊輪廓投影線段

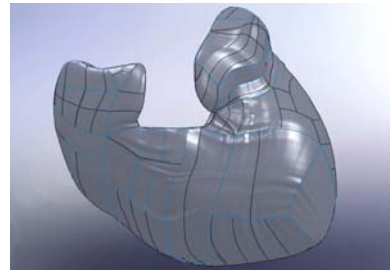


圖 11. 曲面經投影分割後再次建立新曲面

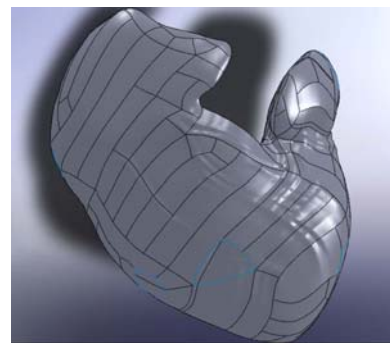


圖 12. 連接曲面所建立的新曲面

從附錄一可以知道，這是一個 clamped surface。一開始以 SolidWorks 2008 曲面合併功能做為表面曲面的簡化動作。在此，如圖 13 所示選擇四片鄰近的曲面做合併示範，由於 SolidWorks 2008 可以自行建立新曲面或是可以自行選擇邊界建立新曲面，為使所得到的曲面有完整的 U、V 值，在這邊選擇邊界建立新曲面。這四片完成合併後如圖 14 所示。

從圖 14 可以看出四片曲面已經合併成爲一片，這時發現在新的曲面在於邊界的部分與其他接觸的連接曲面會有裂縫情況的產生，如圖 15 所示。

而在曲面合併前也使用曲面分割的功能分割曲面以利鄰近曲面之合併動作，這樣也造成分割後曲線的不規則化形成多重曲面，多重曲面就無較完整之 U、V 值如圖 16 所示。

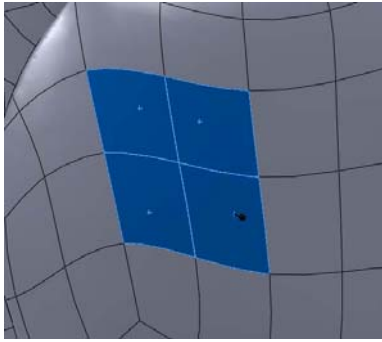


圖 13. 四片合併之前

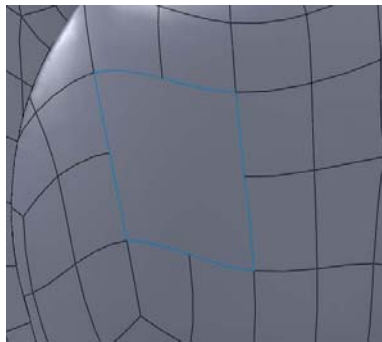


圖 14. 四片合併之後



圖 15. 合併後與相鄰曲面之差距

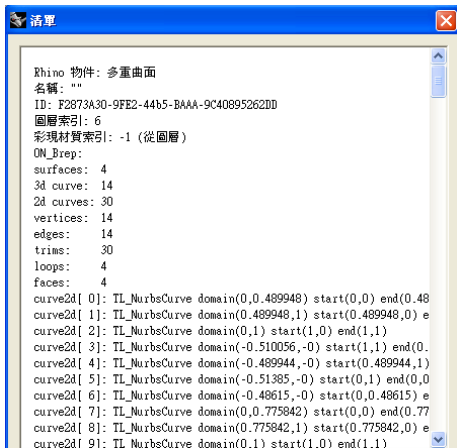


圖 16. 多重曲面

從圖 16 的曲面得知它不是標準的 NURBS 曲面格式，無法由 MATLAB 來進行重製的動作，即使可以匯出並利用 MATLAB 重製該曲面，但這樣曲面合併數量太多還是無法達到所需求，以心臟前半部模型為例，再次合併後的曲面仍有 100 片之多。

四、一個 NURBS 心臟曲面與跳動模擬

先前利用 Rhino 4.0 繪製整個心臟模型後，運用表面橫向的輪廓線取出等距離之表面曲線，並取出與心臟模型縱向的連接線共同構成一個 NURBS 曲面（此為剖面線法），但曲面上的控制點由於數量過多對於 MATLAB 心臟跳動上有一定的難度，故改選表面輪廓線與心臟模型上的連接線曲線連接的交會點作為控制點來構成一個新的 NURBS 曲面（此為交叉點法）。儲存每一條曲線上的控制點，接著利用 MATLAB 運算後繪製出與模型相近的電腦心臟模型，並將本研究使用的心臟實體模型影像藉由 MATLAB 的影像處理後貼於之前建構之電腦模型上，再進而模擬實際的心臟跳動狀況。以下詳細說明其過程。

(一) Rhino4.0 再次轉換過程

首先在 Rhino 中由心臟表面以剖面的方式剖出等距離（距離約為 10mm）之橫向的輪廓線，如圖 17 所示。在將輪廓線上的每個控制點連接起來使其每一條輪廓線成爲一封閉曲線。接著再找出該心臟模型下端比較靠進尖端部分處取一紅點（該紅點作用以下說明），如圖 17 和 18 所示。以該紅點從最下面的輪廓線到最上面的輪廓線建立縱向的連接線。其中每一輪廓線上的控制點是依等距離分成數段，每段的分割點皆從紅點由上而下依序建立成縱向的連接線，如圖 19 所示。圖 20 爲圖 17 中的輪廓線與圖 19 中連接線作結合後的曲線，再利用 Rhino 的網線網絡建構一完整曲面。這是一個由曲線的結合所構成的曲面，縱向的連接線條，橫向的輪廓線條，構成後的曲面如圖 21 所示。雖已經構成一個完整的曲面，但該曲面爲一 249*63 控制點所形成曲面（重心紅點會重複被選取，所以實際上爲 250*63），共有 15,687 個控制點。

雖然可以利用多條曲線建構成一曲面，而且貼近心臟模型的曲面形狀，但這樣建構出來的曲面所需的點資料數仍舊是較多的，這對 MATLAB 程式的執行運算時間也相對較長。因此，研究在此選擇考量以連接曲線與剖面線所交叉的點做爲心臟模型的控制點，如圖 22，連接曲線一共有 17 條，

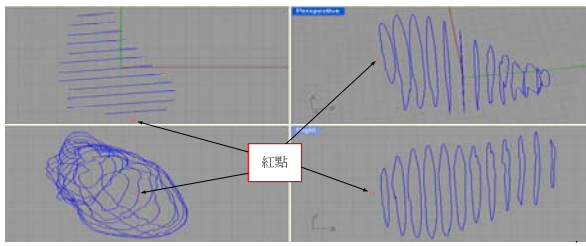


圖 17. 心臟之輪廓線圖

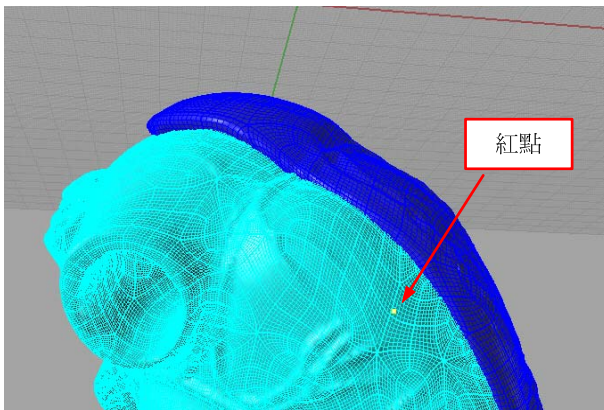


圖 18. 紅點的位置圖

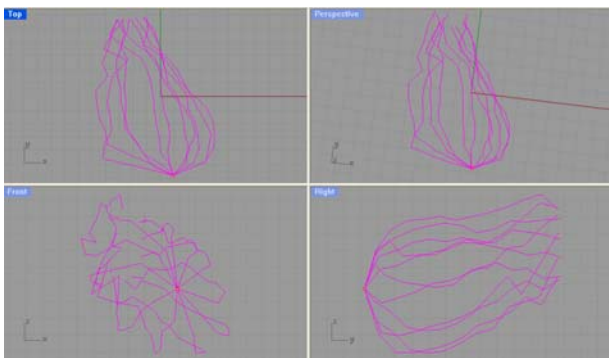


圖 19. 從重心延伸的連接線

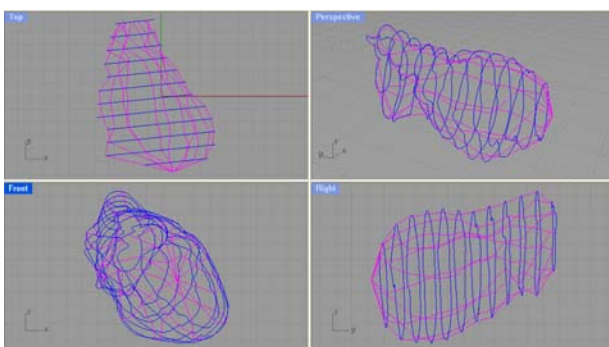


圖 20. 輪廓線與連接線

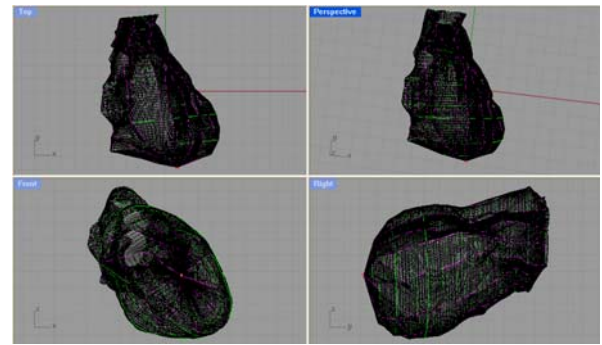


圖 21. 複雜的單一 NURBS 心臟曲面

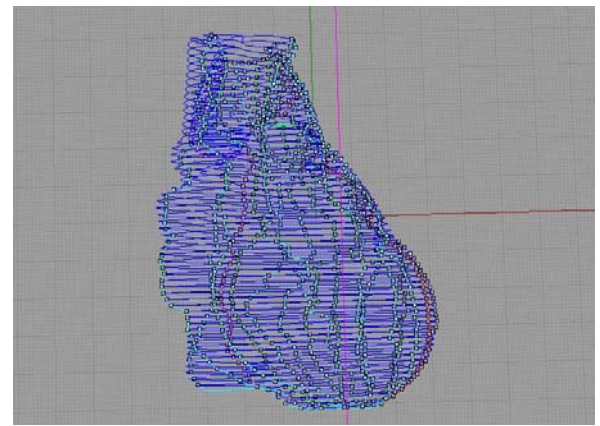


圖 22. 曲線與剖面線的交叉點

剖面線一共有 58 條，反白的點為連接曲線與剖面線的交叉處，共有 1,003 個點。在曲線與剖面線的交叉點匯出後，便可以在 MATLAB 程式上繪製成單一曲面再重新匯入 Rhino 4.0 之中，如圖 23 所示。在圖 23 中取用較少的分割點來分割輪廓線，其目的是使其 NURBS 曲面簡化，以方便之後的心臟動畫製作。

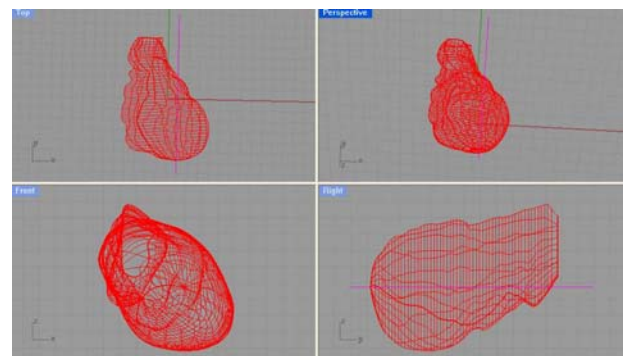


圖 23. 簡化的單一 NURBS 心臟曲面

此時，匯入原始模型的圖檔與這次所繪製的圖檔相互比較，其結果與原始模型結果差異不大，由於這次曲面的點資料數也少於起初所繪製的曲面，也比較貼近真實心臟模型，故選擇該心臟模型為接下之影像處理範本，如圖 24。在圖 24 中黃色曲面為圖 23 中的心臟模型而黑色曲面為圖 21 中的心臟模型。

從圖 25 中心臟於 Rhino 與 SoilWorks 的呈現狀況，各各角度都相近於原始模型。圖 25 中的 Rhino 模型取自圖 23 而圖 25 中的 SolidWorks 模型取自圖 8 的 (a) 和 (b)。由圖 25 的 (a)、(c)、(e) 得知當用一個 NURBS 曲面來表示心臟時，模型的差異性變大。但是就整體的形狀而言，Rhino 的模式已足以表示心臟的輪廓，特別是當心臟在跳動的時候這樣的差異性會變得更不顯著。圖 25 的 (b)、(d)、(f) 也有類似的相對關係，只是 Rhino 的差異性更顯為突出。

(二) 影像處理跳動過程

上述中已經提到利用交叉點與剖面線的結合在 Rhino 4.0 程式裡繪出一完整曲面，並將此 Rhino 4.0 成形後的單一曲面存成點資料後進而匯入 MATLAB 中，以產生 MATLAB 版的心臟模型。以下討論如何將心臟模型的顏色映射到電腦模型曲面上。把心臟模型拍攝正反面，擷取狀況如圖 26 所示。

圖 26 中的心臟之影像在匯入 Matlab 之前，需先利用繪圖程式編輯（譬如：小畫家）並確認過黑色部分是為全黑的狀態，以確保在 Matlab 執行無誤；心臟之影像檔分成正反兩面拍攝，雖然拍攝的背景已經是黑色且也運用影像編輯軟體再次確認為黑色，但肉眼所見之並非全為黑色，故之後使用自行撰寫之消除雜訊的 MATLAB 程式來消除圖片當中的雜訊。

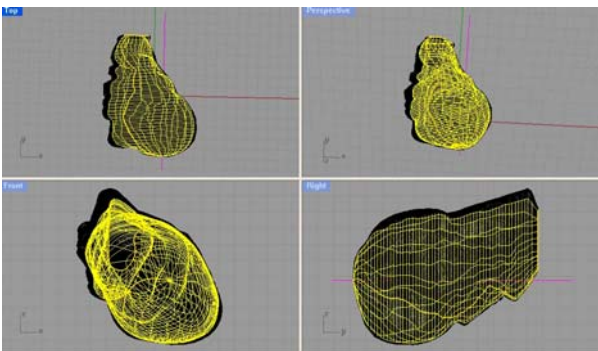


圖 24. 簡化的心臟曲面與原始非接觸掃描模型之對照

	心臟前面	心臟後面
原始模型	(a)	(b)
Rhino	(c)	(d)
Solid Works	(e)	(f)

圖 25. 原始模型與繪圖模型作一比較

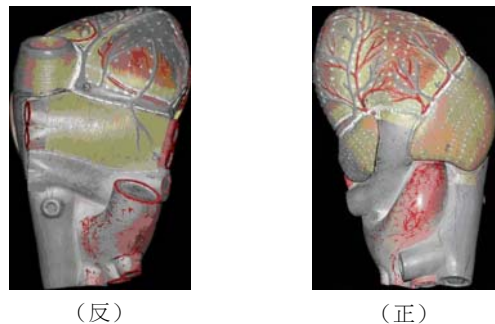


圖 26. 心臟模型之正反面拍攝圖

其做法是將正面的心臟做影像處理使它成為兩種顏色：綠色與黑色。其作法為凡是影像中的 RGB 值（0~255 之間）的總和低於 10 的話，就指派為黑色否則就是綠色。這樣的轉換結果如圖 27。在此可以很明顯的看出圖 27 邊界處有綠色的點，這些點就是需要處理的雜訊。

從圖 27 可以清楚看到影像中雜訊的狀況，接著用 MATLAB 當中公用內建程式 rgb2gray.m 將彩色的影像變為灰白的影像。然後再用內建程式 medfilt2.m 將這灰白影像以一個 5*5 的矩陣做為遮罩來執行中值的過濾 [4]，之後，用

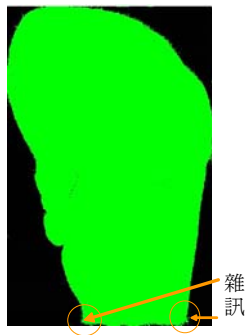


圖 27. 影像處理後邊界產生雜訊狀況



圖 29. 除去雜訊後的心臟圖

灰白影像的灰階值做為分割影像的憑藉，凡是灰階值大於 150 的就視為原來的影像值，否則就視為背景。其結果如圖 28 所示。之後，將灰階化的影像圖轉化為原來心臟模型的彩色圖如圖 29。在圖 29 中背景的黑色已全然被調整為全黑色。反面的心臟圖也是如此處理。之後將兩個心臟圖的影像接合成為一個，如圖 30 所示。之後擷取正反面的心臟影像出來，然後利用線性擴增的方式變為一張擴增的正反面心臟圖，如圖 31。這裡的「擴增」是指每一列的非綠色的 pixel，由於並沒有佔滿全列（因為該列的兩端由綠色的 pixel 佔住），所以用線性比例（linear scale）拉長的方式將非綠色的 pixel 佔滿整列，這個步驟稱為「線性擴增」。在圖 31 當中，左邊的一半是反面的心臟圖，右邊的一半是正面的心臟圖。而在於兩邊及中間直線是故意標示標界，在實際的整合圖上是不存在的，之後用 MATLAB 的貼圖函數 `texturemap` 將圖 31 的影像貼到前面的章節所產生出來的心臟 NURBS 的曲面圖。如此，就可以得到一個具有心臟顏色的 3D NURBS 曲面圖。

在影像處理的部份，已經可以確認所拍攝的圖形是可以呈現在於 MATLAB 程式裡，如圖 32。但從接縫處還是可以看出有些許的差異性，如圖 33 中的三個圓圈處所指示的地

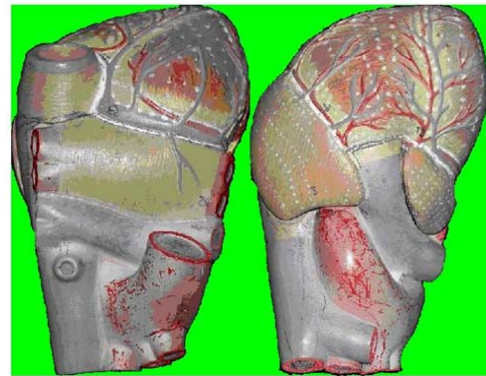


圖 30. 除去雜訊的心臟正反面

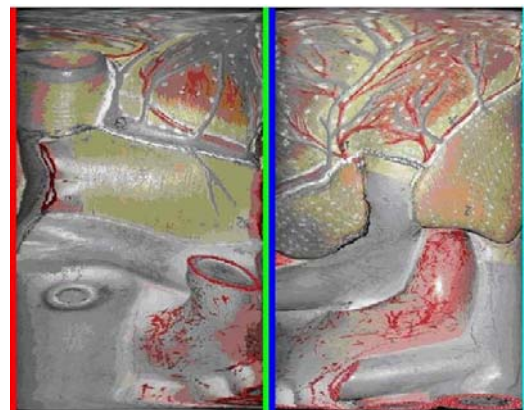


圖 31. 擴增後的心臟圖



圖 28. 灰階化的影像圖

方，就與原始的圖形形狀不一致。探討原因可能是由於心臟拍攝時尺寸大小沒有達到相同所導致而成。此外，為了可以確實了解心臟所可以呈現的狀況，也用自行撰寫的物件旋轉程式觀看該心臟最佳的呈現位置（AZ=150，EL=90），如圖 34。最後開啓 MATLAB 心臟模擬跳動程式，實際以 3D 狀態模擬心臟的跳動狀況，如圖 35 所示。

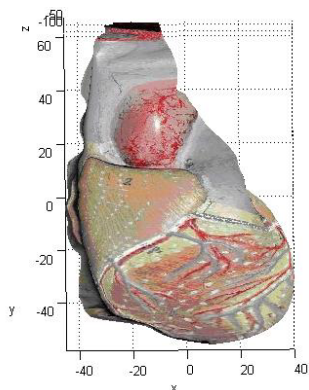


圖 32. MATLAB 讀取後的結果

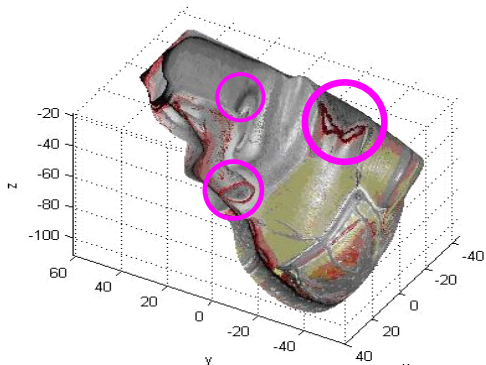


圖 33. 變形的狀況與位置圖

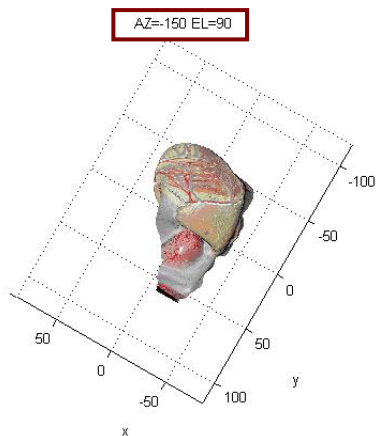


圖 34. 旋轉位置

心臟的跳動模擬方式如下：首先建立心臟電腦單一曲面之控制點的重心，然後以此為原點建立由原點到各控制點的射線，再將各控制點沿此射線作有規律的前後移動，每移動控制點一次，就繪製一個 NURBS 曲面，如此，就可以模擬心臟的跳動。

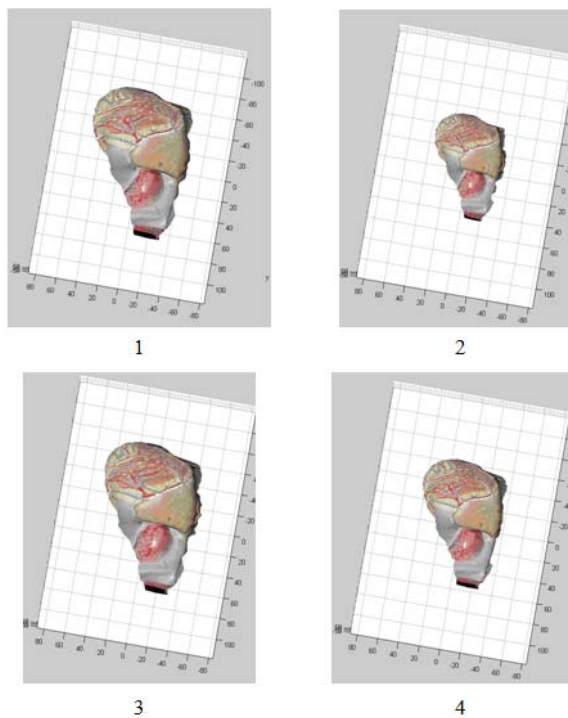


圖 35. 心臟模擬跳動順序圖

五、結論

心臟的模擬跳動對於心臟的運作有醫學教學的功用，然而目前的技術上沒法完整的呈現人體心臟的跳動之全面視角的觀測，僅能從某一面觀察心臟的跳動。在模擬心臟的跳動的研究大都限於 2D 的影像，並沒有到真實 3D 的全視角呈現。本研究嘗試用 NURBS 曲面的作法來模擬心臟的跳動，此方法可以用全面視角的方式觀察心臟的跳動。心臟的模型是用市面上較為粗糙的 2 片模型所構成。非接觸式的光學掃描用來擷取 2 片心臟模型的雲點。在做光學掃描的時候，是以個別掃描的方式先作掃描，由於研究的目標是模擬心臟的跳動，而同時讓兩片心臟和諧的跳動是一件挺困難的事。因此，為方便之後的心臟製模與繪製，掃描後的圖檔將兩片心臟曲面重製結合成爲一片曲面。

臟模型的跳動在 MATLAB 上呈現。為求逼真，將原始的心臟模型分前後拍攝下來，然後以貼圖的方式貼在建立好的心臟模型上面。其過程是將前面與後面照的心臟模型用影像處理的方式擷取其輪廓，並且將攝影所產生的雜訊清除，之後利用線性擴增法將輪廓的影像拉長爲一個長方形的變形影像，並且將兩個前後影像結合成爲一個。如此的做法是爲了產生一個完整的影像檔用來貼於建立的單一曲面心

臟模型。實驗的結果顯示，貼圖的效果略有瑕疵，但整體的效果是有呈現出來的。

最後，建立單一曲面的心臟模型控制點的重心，以此重心沿著個控制點的方向做出射線，並使控制點沿著射線的方向作有規律的前後運動，這樣在每個時間點上就可以建立一個 NURBS 曲面。並且當 NURBS 曲面隨著時間變化的時候，就給人有心臟跳動的感覺。當然根據心臟科醫師的意見，正確的心臟跳動並不是從中心向外做收縮的動作，而是由勃起點 (sinoatrial node) 產生波動向心房跟心室所產生的收縮，這也是未來要進一步改善的。

參考文獻

1. 傅詠欽、劉嘉麟、莊峻松、林可欣、鄧志堅 (民 94)，B-spline 的矩陣化運算及其動畫上的應用，科技學刊，14(2)，161-177。
2. 楊復勝 (民 96)，用 MicroScribe 數位化儀結合 RHINO 對複雜曲面的量測探討：以人體模型的耳朵為例，私立大葉大學工業工程與科技管理學系碩士班碩士論文。
3. 鍾宜達 (民 96)，數位條紋投射法量測胸腔外形三維點資料之處理與應用，國立交通大學機械工程學系碩士班碩士論文。
4. The MathWorks, Inc. (1997) *Image Processing Toolbox: For Use with MATLAB, ver. 2.*, The math Works, Natick, MA.
5. Piegl, L. and W. Tiller (1997) *The NURBS Book*, 2nd Ed., 50-81. Springer-Verlag, New York, NY.
6. Wu, C. H., Y. N. Sun and C. C. Chang (1997) 3D modeling from endoscopic video using geometric constraints via feature positioning. *IEEE Transactions Biomedical Engineering*, 54(7), 1199-1211.
7. Yamany, S. M., A. A. Farag, D. Tasman and A. G. Farman (2000) A 3d-reconstruction system for the human jaw using a sequence of optical images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 19(5), 538-547.

收件：99.04.19 修正：99.08.26 接受：99.10.04

 附錄一、U、V 值

ON_NURBSSurface dim = 3 is_rat = 0

order = 4*4 cv_count = 10*10

Knot Vector 0 (12 knots)

index	value	mult	delta
	0	0	3
3	0.14285714285699999	1	0.1429
4	0.28571428571399998	1	0.1429
5	0.428571428571	1	0.1429
6	0.57142857142900005	1	0.1429
7	0.71428571428599996	1	0.1429
8	0.85714285714299998	1	0.1429
9	1	3	0.1429

Knot Vector 1 (12 knots)

index	value	mult	delta
	0	0	3
3	0.14285714285699999	1	0.1429
4	0.28571428571399998	1	0.1429
5	0.428571428571	1	0.1429
6	0.57142857142900005	1	0.1429
7	0.71428571428599996	1	0.1429
8	0.85714285714299998	1	0.1429
9	1	3	0.1429
