

應用於模擬心臟跳動的模型建立與處理方法（二）

鄧志堅 黃宥傑

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之數位資料，使用光學掃描並取得 3D 點座標資料以 Rapidform XOR2 來作模型的建構，之後利用該軟體的內建工具進行網格產生 NURBS 曲面，由於曲面複雜用 Matlab 無法即時呈現心臟跳動，因此改用動畫將 Maya 軟體所調整的心臟圖片放映來呈現心臟的跳動。由於本研究所使用的心臟模型是由數片元件組成並以大頭螺絲進行模型的結合，因此，在建構這些心臟元件的 NURBS 曲面後，會產生不必要的曲面以及曲面扭曲。因此，將油性塗料漆於塑膠膜上並黏貼於模型上以減少模型的空隙並減少不必要雲點資料的取得，在建構心臟的 NURBS 曲面後，以變動控制點方式來模擬指定心臟跳動方式。

關鍵詞：NURBS 曲面，逆向工程，曲面建構

Modeling Treatment Application for the Simulation of the Human Heart Beat- Part II

JYH-JENG DENG and YU-JIE HUANG

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

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

ABSTRACT

This research primarily uses non-contact digitizers to measure digital data on the surface of the heart artifact. Following the optical scan, 3D coordinates of the data are obtained using Rapidform XOR2 for model construction. This study uses the built-in tools of Rapidform XOR2 for the mesh generation of the NURBS surface. Due to the mesh surface complexity, Matlab could not show the heart beat immediately, so the heart beat was animated by shuffling the heart images in motion. The heart images are created from the scanned model using Maya. The heart model used in this research comprised screws and thereby rendered a non-closed surface fang, therefore, it creates unnecessary distortions in the surface during the construction of the NURBS heart surface. This study applies oil-based paints to the plastic film that is adhered to the model to reduce gaps and unnecessary model point cloud data. The NURBS heart surface can be changeably controlled to specify heart beat simulation.

Key Words: NURBS surface, reverse engineering, surface modeling

一、緒論

心臟是人體內部的一個重要器官，心臟不斷的將血液運送到全身各部分以維持血液循環。一個健康的成人的心跳大約是每分鐘 75 下，在靜止的狀態下每分鐘輸送的血液量是 5.25 公升。這個重要的肌肉器官包含 4 個房室：左心房 (left atrium)、左心室 (left ventricle)、右心房 (right atrium) 和右心室 (right ventricle)。同時，心臟有 4 個閥 (valves)：三尖瓣 (tricuspid valve)，僧帽瓣 (mitral valve)，肺動脈瓣 (pulmonary valve) 和主動脈瓣 (aortic valve)。這些閥是由像樹葉的尖突 (leaflets) 所構成，其目的是為了避免血液的逆流，以維持血液單一方向的流動 [6]。

血液從心臟輸送出去到回來心臟的路徑如下：右心房→右心室→肺動脈→肺臟→肺靜脈→左心房→左心室→主動脈→全身→上腔靜脈及下腔靜脈→右心房。但是在真實的運作下，缺氧的血液由右心房經由三尖瓣進入右心室的同時，攜氧的血液也經由左心房經由僧帽瓣進入左心室。接著，前述的缺氧的血液再經由肺動脈進入肺臟，同時，前述的攜氧的血液也經由主動脈輸送到全身。如圖 1 所示，本圖由網路 (2011-01-20, 下載自 <http://en.wikipedia.org/wiki/File:Heart.svg#file>) 獲得後再加工製成。

心臟最主要是由很厚的特殊肌肉「心肌」所構成，而心臟之所以會不停不休地做收縮運動是因為心肌內另有一特殊刺激傳導心肌路徑所致，如圖 2 所示由『科學人』雜誌獲得後再加工製成 [1]，這個傳導系統不時將刺激傳至心房和心室使心房和心室不停地收縮。

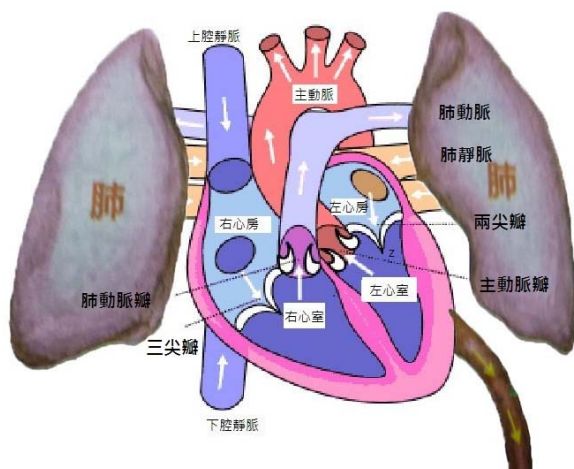


圖 1. 人體心臟血液循環圖

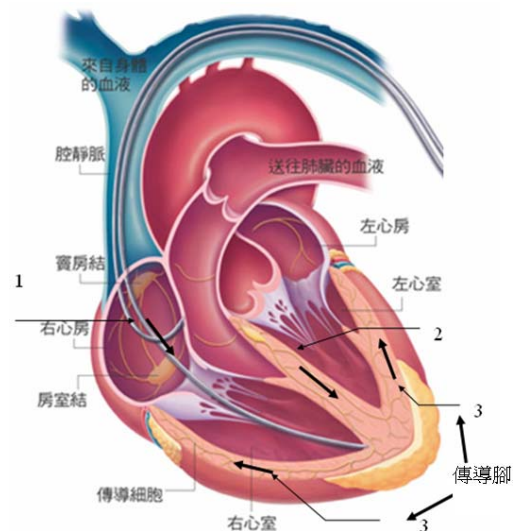


圖 2. 人體心臟刺激傳導路徑圖

這個系統的刺激起自位於右心房近上腔靜脈處的「竇房結」，然後先把刺激傳至心房引起心房的收縮，同時也傳至心房中隔的近心室處的「房室結」。房室結就像一個轉運站，在脈衝尚未到達心室前，減緩其速度。待進入心室以後，會再通過系統中的帕金森氏纖維，經由兩個網狀系統「傳導腳」到達左右心室，使電刺激訊息傳達到兩心室，當心室接收到電刺激後，便會引發收縮，將血液打出去循環全身。

心臟病的醫治方向可分為心臟內科和心臟外科。心臟內科主要是根據心臟的疾病給予藥物的處方，而心臟外科則是對心臟的各部分需要給予外科手術的治療。無論內科或外科，心臟科的醫師都需要對心臟的跳動有正確的認識。傳統心臟科醫師是根據心電圖來判定心臟的運作是否正常。

心電圖 (electrocardiography, ECG 或者 EKG) 是一種經胸腔的以時間為單位記錄心臟的電生理活動，並通過皮膚上的電極捕捉並記錄下來的診療技術 (2011-01-10, 下載自 <http://zh.wikipedia.org/zh-tw/%E5%BF%83%E7%94%B5%E5%9B%BE>)。在一個正常心動周期中，一個典型的 ECG 波形是由一個 P 波，一個 QRS 波群，一個 T 波，以及在 50%~75% 的 ECG 中可能見到的 U 波。心電圖的基線被稱為等電勢線。一般情況下，等電勢線在心電圖中是指 T 波後和 P 波前的那一段波形。

雖然心電圖和心臟跳動的關係已經清楚的瞭解。但是這樣的關係僅限於在心臟冠狀面的瞭解，而不是整個心臟在 3D 模型下的解說。本研究就是嘗試用 3D 的模型來說明心

臟的跳動。本研究的成果可以幫助醫學院的學生從靜態的心臟模型轉到 3D 的動態模型來完整的認識心臟的跳動。本研究目的為建立一完整心臟 NURBS Model，並使其心臟模型可以規律性的跳動，使用光學量測製作心臟 NURBS 模型，在掃描後並使用 RapidForm XOR2 來繪製圖像，由於心臟之曲面曲率差異過大，因此使用 RapidForm XOR2 分割曲面技術後，再使用 MAYA 減少曲面數量以及曲面重製後，並以 IGES 圖檔再匯入 Rhino 4.0 取出模型雲點值之後，最後利用 Matlab 繪製心臟實體模型並用 NURBS 參數的改變使其心臟模型改變或作一個有規律的跳動。由於 Rhino 繪製過程後的圖檔在 Matlab 執行時，心臟曲面片數過多導致跳動模擬不能即時呈現，因此，改以用 Maya 產生的圖檔為基礎，並用 Matlab 以動畫呈現心臟跳動。

二、文獻探討

（一）心臟模擬跳動技術上的運用以及醫學上的運用

關於心臟的跳動模擬之前就有相關的研究，但是都是處於靜態的描述。『靜態』的意思是指根據每一個時間點拍一張實體的快照，本身無法做動態的展示。並且所製造的模型非常的粗糙。例如：Bertram 等人於 2005 年 [4] 嘗試用 Non-Manifold Mesh Extraction（非封閉模型網格擷取）的方法來處理人體肝臟之 Segmented volumes（分段數量）的資料。所謂 Segmented volumes 是指由不同屬性或是不同的材料所組成的實體模型。該資料的處理就是屬於靜態的。另外一種技術是用磁共振成像（magnetic resonance imaging, MRI）將心臟於某一個剖面分割成數十片然後將影像成型 [5]。由於這種的計算非常的耗時無法及時的呈現心臟跳動的樣子。

然而有關的心臟動畫模擬用於心臟手術的治療卻是最近在 1 至 2 年間的事 [7]。在醫治心臟的冠狀動脈阻塞的疾病上，醫師通常都會在病患的心臟附近做一個冠狀動脈的繞道手術（coronary artery bypass surgery）。由於病患在手術的時候心臟仍然跳動，因此有必要用一個技術（thin plate spline）來模擬心臟跳動的情形，之後可以藉著機器人手臂將跳動的情形去除掉（換句話說，機器人的手臂會隨著心臟的跳動而調整它的座標，使得做手術的醫師在切除或縫合冠狀動脈的時候不需要考慮心臟的跳動干擾，這樣就會減少手術的失誤情形）。

（二）NURBS 運用

為了有效的模擬心臟的跳動，除了參考學術的論文章獻，我們更與竹山秀傳醫院的心臟內科主任陳榕生醫師合作，以確保做出來的模型和真實的心臟跳動類似。我們的作法是掃描一個醫學用的心臟模型，然後用網格的技術將曲面分割為數十個非均勻性有理 B-雲型曲面（non-uniform rational B-spline, NURBS）。之後，根據文獻和醫師的臨床經驗，在 MAYA 藉著拉伸 NURBS 曲面中的控制點來微量的調整心臟曲面的變化。每個微量調整後的心臟都存成一個檔。然後在每個檔上從三個不同的角度擷取心臟圖像。最後用 Matlab 將圖檔組合成一個動畫檔。

NURBS 曲面的公式如下：

$$S(u, v) = \frac{\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m w_{ij} P_{ij} N_{i,k}(u) N_{j,l}(v)}{\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m w_{ij} N_{i,k}(u) N_{j,l}(v)} \quad (1)$$

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 $[v_{k-1}, u_{n+1}]$ ，參數 v 的有效範圍為 $[v_{l-1}, v_{m+1}]$ 。B-Spline 基函數 $N_{j,l}(v)$ 和 $N_{i,k}(u)$ 類似。其定義請參看傅詠欽等人 [2] 之研究，它可以由 Cox-DeBoor 演算法計算求得。

鄧志堅、陳俊清於 2010 發表一篇關於心臟的模擬跳動 [3]，其作法就是將一個封閉的 NURBS 曲面來描述心臟的外型，再由心臟的中心往外連接控制點做來回的伸縮，以模擬心臟的跳動。該方法的優勢是簡單，因此動畫的展示可以在 Matlab 下進行。可是心臟的模型有些失真，如圖 3 所示。並且，其跳動的方式與心臟真實的跳動方式不一樣。

真實心臟的跳動是由勃起點開始產生電流的脈衝由右心房近上腔靜脈處的「竇房結」，然後先把刺激傳至心房引起心房的收縮，同時也傳至心房中隔的近心室處的「房室結」。進入心室以後，會再通過系統中的帕金森氏纖維，經由兩個網狀系統「傳導腳」到達左右心室，使電刺激訊息傳達到兩心室，當心室接收到電刺激後，便會引發收縮，將血液打出去循環全身（詳細的動畫說明可見 http://www.nhlbi.nih.gov/health/dci/Diseases/hhw/hhw_electric_al.html, 2011-01-10）。而不是由心臟的中心點開始作內外的收縮，如圖 4 所示。因此心臟的模型跳動還有很多的改善空

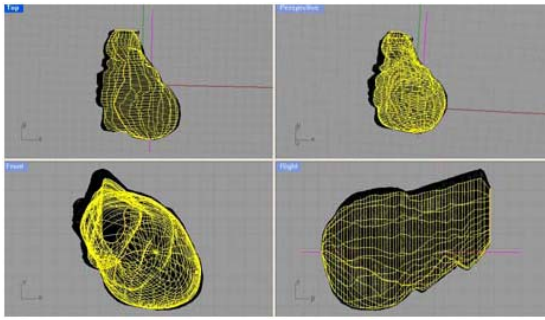


圖 3. 模擬跳動的心臟模型（黃色）與電腦掃描的心臟模型比較（黑色）

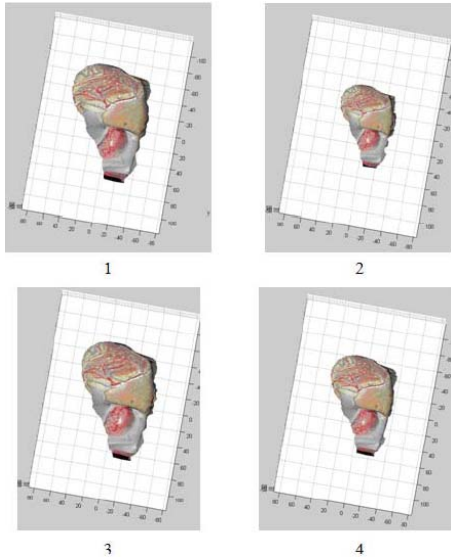


圖 4. 心臟在 MATLAB 上的跳動模擬

間，這個改善空間特別是指心臟的收縮不是由外圍向中心收縮如 [3] 所示。這也是我們這次提出研究的原因。希望藉著與專業的心臟科醫師合作共同完成心臟跳動的模型。其進行和改善結果如下文所描述。

三、研究方法

本研究是依據逆向工程理論進行擬真和建模，然而作為本研究掃描的心臟模型本身是由各元件所組成的，本身又並非封閉模型，因此，進行掃描時會產生模型死角以及取到不需要的資料，所以我們將油性漆塗於塑膠膜上並將其貼附於模型上解決模型空隙問題。之後，為了能使心臟模型更貼近掃描模型進而使用光學掃描來取得曲面雲點資料。並以三種

繪圖軟體 Rhino 4.0、RapidForm XOR2 與 MAYA 進行曲面繪製和簡化以及心臟貼圖的工作，其研究流程圖如圖 5。

（一）封閉心臟模型縫隙

本研究的心臟模型是醫學界用於教學的心臟模型其形狀與真實人體的心臟非常相似。由於模型本身並非封閉，它是由各個部位所組成的請參考圖 6 所示。因此，便將油性塗料塗於 PET 膜上，製成的貼膜具有易塑性以及黏性，可輕鬆黏貼於模型上遮蓋其模型隙縫，如圖 7 所示，使模型用於光學掃描儀器掃描模型時能減少因空隙所產生的死角和不必要的雲點資料。由於模型全面上膜可能產生模型掃描的偏差，所以採取局部空隙較大的部位上膜。本研究使用的光學掃描儀器為通業技研提供的 SmartSCAN 3D stereo。

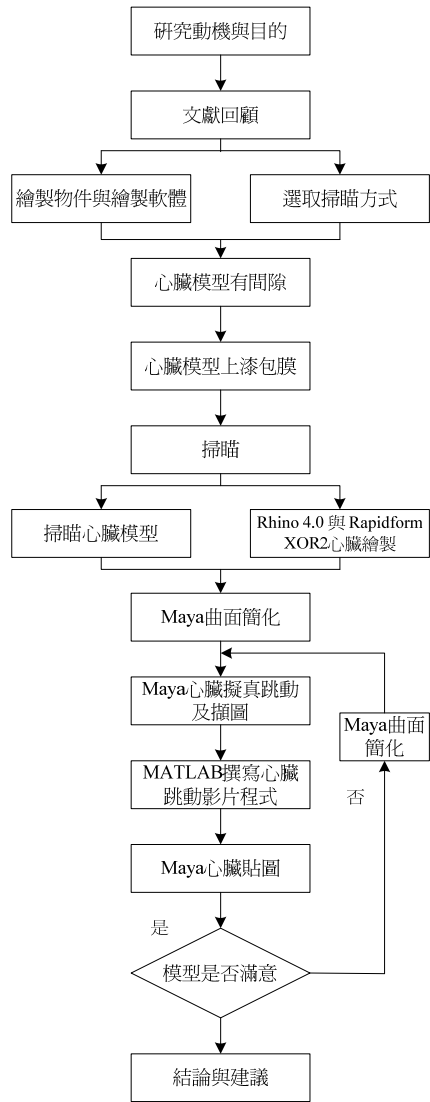


圖 5. 研究流程圖



圖 6. 原本心臟模型



圖 7. 經過處理心臟模型

（二）心臟模型的曲面重建

RapidForm XOR2 可以在一完整模型上做網格以及分割曲面的動作，但是曲面為不規則形狀曲面。因此，模型分割的過程中如果設定較少的分割片數將會造成模型曲面變形或無法分割。為了修補 RapidForm XOR2 所產生曲面變形及模型螺絲釘造成心臟擬真影響的問題如圖 8，本研究運用 MAYA 進行刪除曲面的功能來整理曲面如圖 9、10 所示。心臟的曲面約 1,000 多片，MAYA 強大的功能可以直接刪除原來曲面接著選取曲面線並以工具 Duplicate Surface Curves 來進行曲面的曲線複製，如圖 11 所示，曲線建構以 Surfaces Boundary 重建曲面，如圖 12 所示，使心臟更符合預期中的模型，其結果如圖 13 所示。

（三）曲面合併

由於模型曲面數過多共有 1049 片如圖 14，當以 Matlab 軟體撰寫程式繪製 NURBS Model 時，可能造成心臟模型進行跳動擬真產生裂縫以及曲面扭曲，所以必須盡可能減少模型曲面數並在心臟傳導系統路徑所經過曲面進行曲面合併。

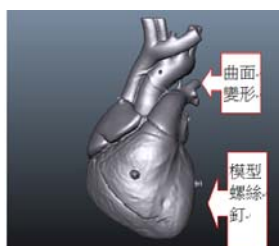


圖 8. 變形的分割曲面

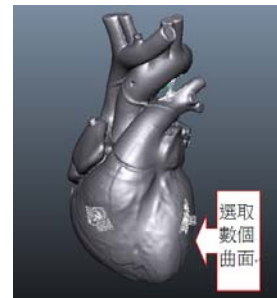


圖 9. 進行刪除曲面

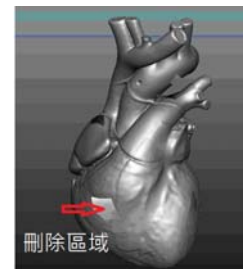


圖 10. 刪除曲面

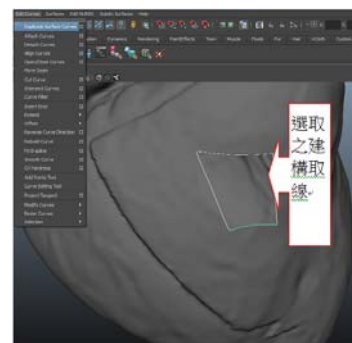


圖 11. 曲面線建構

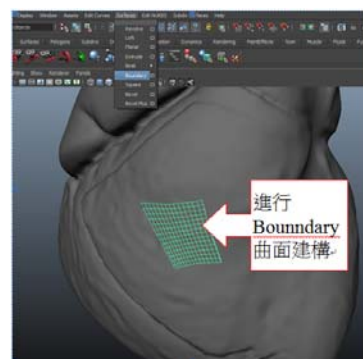


圖 12. 進行填補曲面

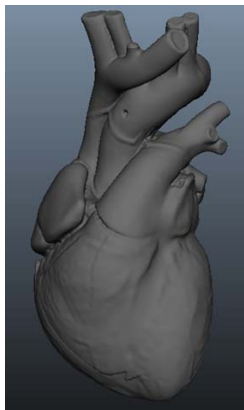


圖 13. 整理完後的曲面模型

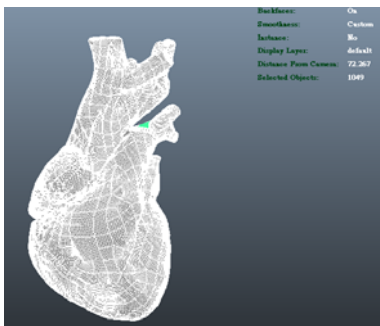


圖 14. 簡化前的模型曲面數

藉由 3D 繪圖軟體 MAYA 工具的 Attach Surfaces 進行曲面合併。首先選擇欲合併的曲面，由於曲面受制於 U/V 方向的連續性，所以只能以區塊的方式進行合併以免產生曲面的破面以及錯誤，整體模型進行曲面合併如圖 15。經過曲面合併大幅減少了，模型曲面數由 1049 減少至 154 片。合併後的模型比原本模型更適合以 Matlab 軟體所撰寫的程式來繪製 NURBS Model。

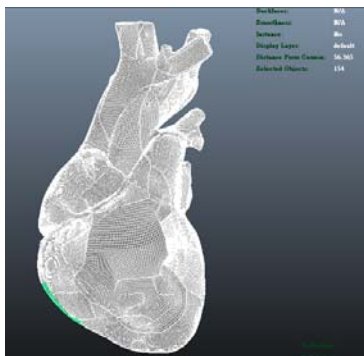


圖 15. 合併後模型曲面

(四) Rhino4.0 轉換過程

本研究中的心臟模型共有 1,049 片曲面所構成，每片曲面皆都是由 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。

從附錄一可以知道，這是一個 clamped surface。一開始以 MAYA 曲面合併功能做為表面曲面的簡化動作。在此，由於 MAYA 可以自行建立新曲面或是可以自行選擇邊界建立新曲面，在 Rhino4.0 中的指令列輸入 List 可得到的曲面完整的 U、V 值，接著輸入 ExtractPt 指令抓取控制點並選擇匯出選取物件成 txt 檔，在這邊選擇曲面合併所建立的新曲面做例子，而其 U、V 值如附錄二所示。

(五) Matlab 程式讀取

利用 Rapidform Xor2 繪製心臟模型完成後，將其利用網絡化成 1049 片的 NURBS 後轉成 Stl 或 Igs 檔，再利用 Rhino4.0 開起，儲存每一片 NURBS 的 U、V 節點向量與 CP 控制點座標值，最後利用 Matlab 程式讀取每一片 NURBS 的資料，呈現出與 Rapidform Xor2、Rhino4.0 相同的心臟圖形如圖 16、17 所示，並可利用 Matlab 撰寫程式將心臟擬真化並跳動。

四、實驗結果

於 Matlab 撰寫程式所繪製心臟模型資料讀取速度過慢，可能影響心臟跳動模擬速度而產生延遲，因此，本研究將利用 MAYA 內的 Lattice 工具也就是晶格化來進行心臟跳動的模擬，藉由將心臟跳動的動作分解成圖片形式，由 Matlab 撰寫程式將每個心臟跳動圖片串聯成一個完整的心臟跳動模擬影片。

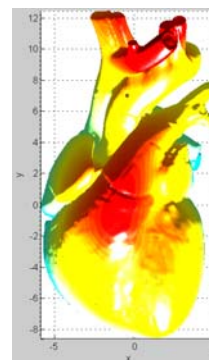


圖 16. Matlab 心臟正視圖

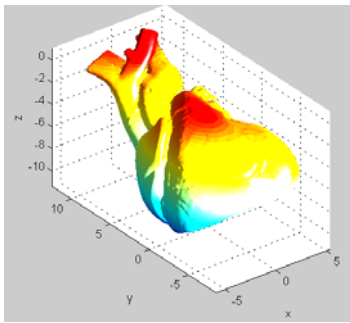


圖 17. Matlab 心臟不等視圖

（一）心臟模型晶格化擬真跳動

首先以 3D 繪圖軟體 MAYA 打開模型，接著打開軟體晶格化工具以控制點進行跳動模擬，對模型進行晶格化所需的控制點的數量依模型或個人需求而決定，本研究的晶格分割是對 X 軸、Y 軸和 Z 軸進行控制點切割，設定分別是 X：5、Y：15、Z：15 進行模型控制點切割如圖 18，晶格化的模型可由控制點對整體模型進行形狀控制如圖 19 所示，藉由一步一步的調整心臟跳動收縮的情況在每個時間點上製成模型，便能獲得心臟跳動分解的圖片。晶格化改變心臟模型的方式是藉由調整晶格上的控制點，這些控制點是位於 X 軸、Y 軸和 Z 軸切割線的交匯點上。移動這些控制點可以調整心臟模型，使心臟模型作整體性的調整。這個方法比之前調整 154 片的 NURBS 曲面更有效率，因為調整某一片的 NURBS 曲面的控制點僅能改變該曲面，而無法改變其它曲面。因此，相較於 NURBS 曲面的調整，晶格化的調整較有效率。

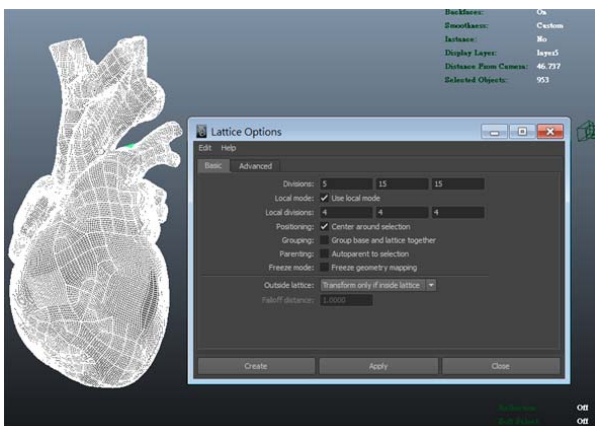


圖 18. 心臟模型晶格參數

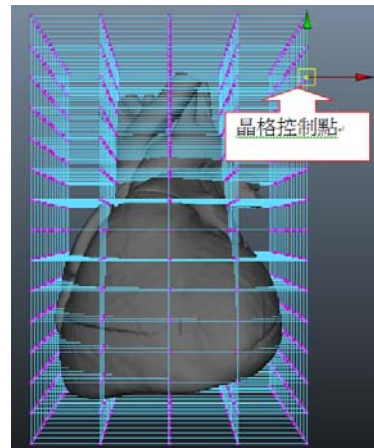


圖 19. 心臟晶格控制點

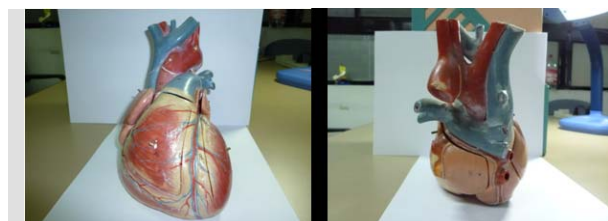
在製作心臟模型跳動所需的每一張圖片，所需考量的點就是心臟的 2 個心房和心室跳動的方式和幅度是不一樣的，心室由於其壁的厚度較心房厚，其跳動的幅度遠較心房大，並且心臟從右心房開始作跳動再傳導至左心室，整個跳動的模式依照心臟科主任陳榕生醫生的建議製作。

（二）心臟模型影像處理

上述單元中已進行心臟跳動模擬，接著將進行心臟之貼圖動作，為此我們把心臟模型拍攝正反面，擷取狀況如圖 20 所示。

心臟之影像在貼圖之前，需先利用繪圖程式編輯（譬如：小畫家、Photoshop），並運用影像編輯軟體消除雜訊得到我們期望的貼圖素材，擷取狀況如圖 21 所示。

當處理完心臟之貼圖圖檔後接下來便要進行 3D 繪圖軟體 MAYA 的貼圖工作，首先我們將圖檔指定給材質球如圖 22 所示，接著打開 U、V Texture Editor 進行 U、V 點之影像貼圖，圓圈處所指示的地方為其貼圖控制點如圖 23 所示，控制點的用處是調整影像圖和電腦模型成為一致，使電腦模型呈現的色彩與影像圖一致，其作法就是經過電腦模擬



正

反

圖 20. 心臟模型之正反面拍攝圖

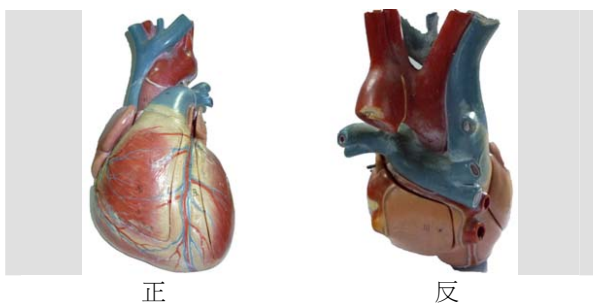


圖 21. 除去雜訊的心臟正反面

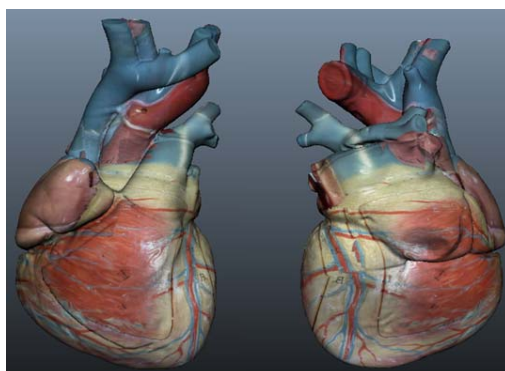


圖 24. 心臟模型進行貼圖完成之正、反面

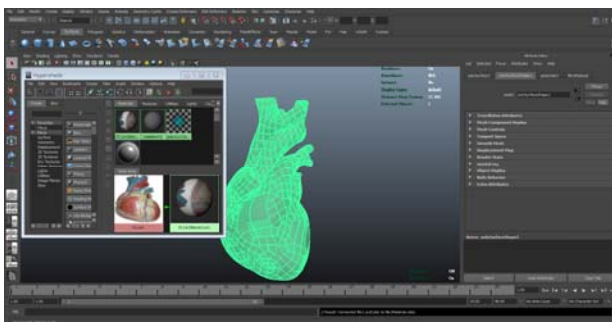


圖 22. 心臟模型進行貼圖

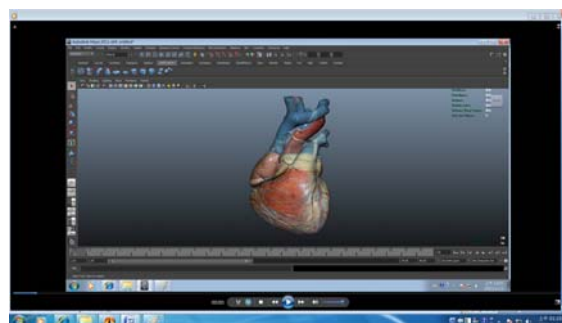


圖 25. 心臟模型進行跳動影片之正面模擬

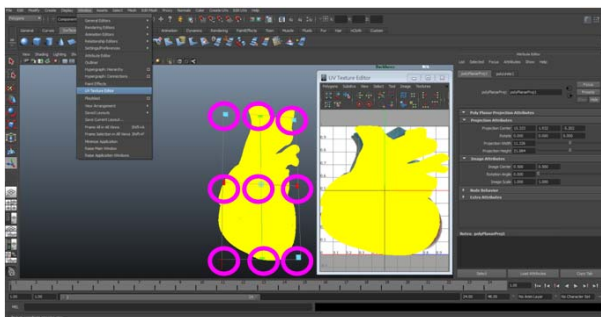


圖 23. 心臟模型進行貼圖 U、V 點之控制

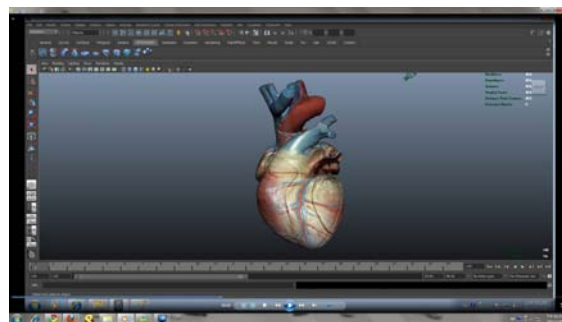


圖 26. 心臟模型進行跳動影片之正面微偏模擬

的 U、V 點的調整，改變電腦模型上的顏色如圖 24 所示。貼圖一次完成後，以後的心臟跳動就不需要再去貼圖。

如此當我們在不同的時間點上以晶格化調整後並製成模型並在其上抓取圖片，就會在視覺上感覺心臟是在跳動，接著以 Matlab 程式轉成一動畫影片進行心臟的模擬擬真跳動，隨著時間的變化圖片會連續撥放，給人有心臟跳動的感覺，藉由抓取不同角度心臟跳動模擬的動作組成一心臟跳動動畫如圖 25-28 所示。整個心臟的模擬跳動分四個面向描述：正面、正面微偏、側面和背面。每個面做 5 次跳動，每次跳動用 20 張圖像分割模擬。正面微偏的方向是讓讀者能

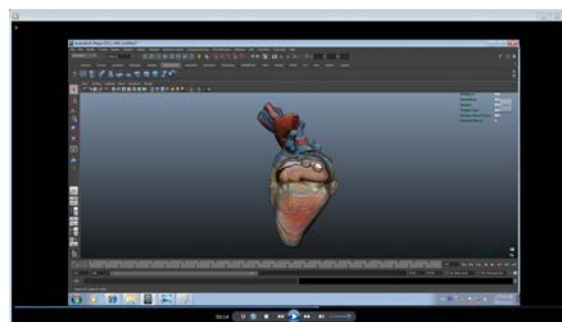


圖 27. 心臟模型進行跳動影片之側面模擬

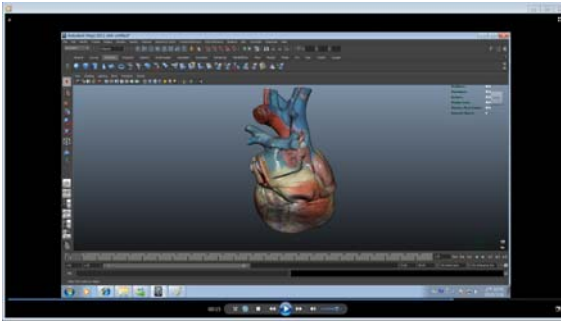


圖 28. 心臟模型進行跳動影片之背面模擬

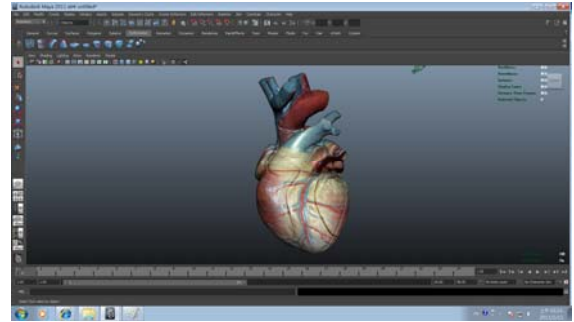


圖 31. 心臟模型進行完全擴張之正面微偏模擬第十張圖

夠清楚的看見心室的跳動（這乃是根據陳醫師所建議的）。在此用 5 張圖（見圖 29-33）依序描述正面微偏方向心臟的跳動。這 5 張圖依跳動時間順序為第 1、5、10、15、20 張圖。第 1 張圖為心室正要進行擴張，第五張圖為心室已進行擴張，第 10 張圖為心室進行完全擴張，第 15 張圖為心室進行收縮，第 20 張圖為心室進行完全收縮。從該順序可看出心臟明顯的朝著垂直方向上下跳動和微幅的向水平方向擴張和收縮。並且左心室的跳動幅度最大。

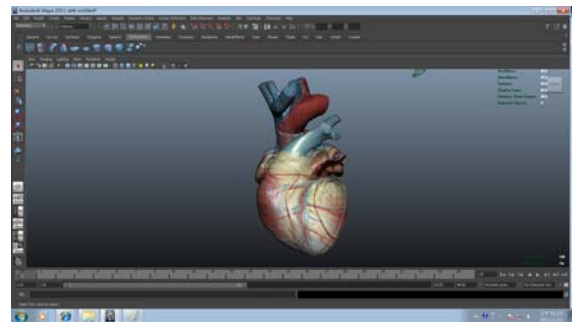


圖 32. 心臟模型之正面微偏模擬進行收縮第十五張圖

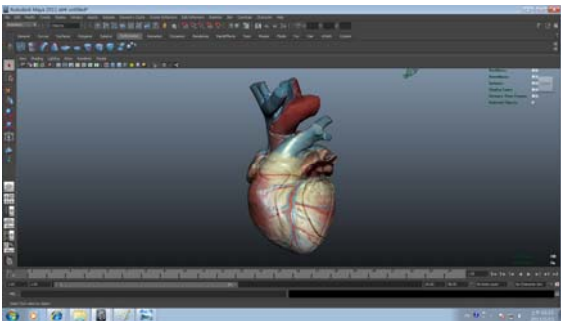


圖 29. 心臟模型進行擴張之正面微偏模擬第一張圖

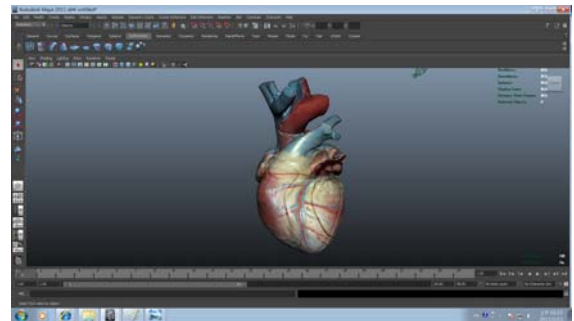


圖 33. 心臟模型之正面微偏模擬進行完全收縮第二十張圖

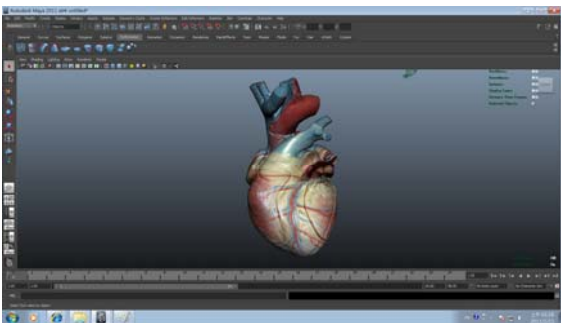


圖 30. 心臟模型進行擴張之正面微偏模擬第五張圖

五、結論與建議

本研究考量心臟表面屬於不規則且多複雜曲面因此使用光學量測儀（非接觸型）建立心臟模型圖，研究所使用的心臟模型是醫學上教學用之心臟模型。在做光學掃描的時候，是以整體掃描的方式進行掃描。由於目標是模擬心臟的跳動，而心臟模型過於複雜，為防模型組件之點資料會產生缺失以及破洞。因此，我們將其整體的掃描，方便之後的心臟製模與繪製。

Matlab 繪製心臟模型之過程中由於從上萬點到上千點的控制點，對於電腦的運算有著極大的負擔並使模型資料讀

取速度過慢，可能影響心臟跳動模擬速度而產生延遲，因此，本研究將利用 MAYA 內的 Lattice 工具也就是晶格化來進行心臟跳動的模擬，藉由將心臟跳動的動作分解成圖片形式，由 Matlab 撰寫程式將每個心臟跳動圖片串聯成一個完整的心臟跳動模擬影片。

以 Rapidform Xor2 繪製心臟模型完成後將檔案匯入 MAYA 內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，並且將影像所產生的雜訊清除，不過由於心臟模型太過複雜並受限於攝影器材之限制，實驗的結果顯示，貼圖的效果略有瑕疵，但整體的效果仍有呈現出來的。

最後，將處理完成後之心臟模型藉由 Lattice 工具也就是晶格化來進行心臟跳動的模擬，並在每個時間點上抓取圖片，亦即模擬心臟跳動分解圖片之後，藉由 Matlab 程式轉成一動畫影片進行心臟的模擬擬真跳動，隨著時間變化連續撥放，給人有心臟跳動的感覺。整個心臟的模擬跳動分四個面向描述：正面、正面微偏、側面和背面。每個面做 5 次跳動，每次跳動用 20 張圖像分割模擬。正面微偏的方向是讓讀者能夠清楚的看見心室的跳動。在正面微偏的心臟跳動模擬中，可看出心臟明顯的朝著垂直方向上下跳動和微幅的向水平方向擴張和收縮。並且左心室的跳動幅度最大。

誌謝

本研究由國科會專題專題研究計畫（編號 NSC-98-2221-E-212-018-MY2），補助研究經費，謹致由衷謝忱。

參考文獻

1. 馬克·菲謝蒂（民 93），維持心跳：心臟節律器，科學人，12，116-117。
2. 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。
3. 鄧志堅、陳俊清（民 99），應用於模擬心臟跳動的模型建立與處理方法，科學與工程技術學刊，6(4)，27-38。
4. Bertram, M., R. Gerd, H. Rolf, S. Köhn and H. Hagen (2005) Non-manifold mesh extraction from time-varying segmented volumes used for modeling a human heart. In K. W. Brodlie, D. J. Duke and K. I. Joy (Eds.), *EUROGRAPHICS - IEEE VGTC Symposium on Visualization* (pp. 21-29), Euro Graphics, Lisbon, Portugal.
5. Haddad, R., P. Clarysse, M. Orkisz, P. Croisille, D. Revel and I. E. Magnin (2005) A realistic anthropomorphic dynamic heart phantom. *Computers in Cardiology*, 32, 801-804.
6. Kang, R. (2009) *Heart Frontal Section and Hypertrophic Cardiomyopathy*. Master of Fine Arts in Medical Illustration, Rochester Institute of Technology, New York, NY.
7. Richa, R., P. Poignet and C. Liu (2010) Three-dimensional motion tracking for beating heart surgery using a thin-plate spline deformable model. *The International Journal of Robotics Research*, 29(2-3), 218-230.

收件：100.02.09 修正：100.05.11 接受：100.05.26

附錄一、合併前之 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 | 3 | 0 | |
| 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 | 1.0 | 3 | 0.1429 |
| Knot Vector 1 (12 knots) | | | |
| index | value | mult | delta |
| 0 | 0.0 | 3 | 0 |
| 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 | 1.0 | 3 | 0.1429 |

附錄二、合併後之 U、V 值

| ON_NurbsSurface dim = 3 is_rat = 0 | | | |
|------------------------------------|-------|------|-------|
| order = 4 X 4 cv_count = 38 X 17 | | | |
| Knot Vector 0 (40 knots) | | | |
| index | value | mult | delta |
| 0 | 3 | 0 | |
| 3 | 1 | 1 | 1 |
| 4 | 2 | 1 | 1 |
| 5 | 3 | 1 | 1 |
| 6 | 4 | 1 | 1 |
| 7 | 5 | 1 | 1 |
| 8 | 6 | 1 | 1 |
| 9 | 7 | 1 | 1 |
| 10 | 8 | 1 | 1 |
| 11 | 9 | 1 | 1 |
| 12 | 10 | 1 | 1 |
| 13 | 11 | 1 | 1 |
| 14 | 12 | 1 | 1 |
| 15 | 13 | 1 | 1 |
| 16 | 14 | 1 | 1 |
| 17 | 15 | 1 | 1 |
| 18 | 16 | 1 | 1 |
| 19 | 17 | 1 | 1 |
| 20 | 18 | 1 | 1 |
| 21 | 19 | 1 | 1 |
| 22 | 20 | 1 | 1 |
| 23 | 21 | 1 | 1 |
| 24 | 22 | 1 | 1 |
| 25 | 23 | 1 | 1 |
| 26 | 24 | 1 | 1 |
| 27 | 25 | 1 | 1 |
| 28 | 26 | 1 | 1 |
| 29 | 27 | 1 | 1 |
| 30 | 28 | 1 | 1 |
| 31 | 29 | 1 | 1 |
| 32 | 30 | 1 | 1 |
| 33 | 31 | 1 | 1 |
| 34 | 32 | 1 | 1 |
| 35 | 33 | 1 | 1 |
| 36 | 34 | 1 | 1 |
| 37 | 35 | 3 | 1 |
| Knot Vector 1 (19 knots) | | | |
| index | value | mult | delta |
| 0 | 0 | 3 | 1 |
| 3 | 1 | 1 | 1 |
| 4 | 2 | 1 | 1 |
| 5 | 3 | 1 | 1 |
| 6 | 4 | 1 | 1 |
| 7 | 5 | 1 | 1 |
| 8 | 6 | 1 | 1 |
| 9 | 7 | 1 | 1 |
| 10 | 8 | 1 | 1 |
| 11 | 9 | 1 | 1 |
| 12 | 10 | 1 | 1 |
| 13 | 11 | 1 | 1 |
| 14 | 12 | 1 | 1 |
| 15 | 13 | 1 | 1 |
| 16 | 14 | 3 | 1 |