

## 以 OpenGL 為基礎的髓關節虛擬實像系統 An OpenGL-based Coxal Bone Virtual Reality System

蔡清欉,<sup>\*,+</sup> 王志浩,<sup>\*</sup> 彭振興,<sup>\*\*</sup> 楊大羽,<sup>\*\*</sup> 溫嘉憲,<sup>\*\*</sup>

C.T. Tsai,<sup>\*,+</sup> J.H. Wang,<sup>\*</sup> C.H. Peng,<sup>\*\*</sup> D.Y. Yang,<sup>\*\*</sup> and C.S. Wen<sup>\*\*</sup>

<sup>\*</sup>東海大學資訊科學學系      <sup>\*\*</sup>台中榮民總醫院

<sup>\*</sup>Dept. of Computer and Information Sciences, Thughai University, Taichung, 407, R.O.C.  
<sup>\*\*</sup>Taichung Veterans General Hospital, Taichung, 407, R.O.C.  
+E-mail:cttsai@cis.thu.edu.tw

### 摘要

在過去數年來，立體醫學影像之研究已受到廣泛的重視。它主要的貢獻在於能從電腦斷層掃描(CT)或核磁共振(MR)等一連串平面影像重建人體器官的立體圖像。並供醫事人員在臨床診斷，定性觀察與定量分析用的觀察。

但由於顯示立體影像需要大量的計算和快速的顯像速度，使得目前的3D顯像系統大多需架構在特殊計算及繪圖能力的硬體設備上。其造價高且擴充不易是主要的缺點。這些系統雖然能顯示立體圖像，但仍利用平面的顯示器投射，顯示的影像並不能算是真正的立體影像。這樣的顯示系統除了影像不夠逼真外，若要進一步作為模擬手術用，亦無法有效地模擬三度空間的操控動作。

本以人體髓關節為對象，提出一個OpenGL為基礎，並以個人電腦為架構的立體顯像系統。在此系統中，我們試著把Pentium處理器的個人電腦建立一個3D影像處理及顯示系統。它不但經濟，而且容易擴展。此外，我們的另一個重點是，以虛擬實境(Virtual Reality)的技術來顯示髓關節的立體影像，使得醫生能更真實地檢視患者骨骼的立體結構。同時我們也將利用3D滑鼠來協助三度空間的操控動作以預作模擬手術的前導系統。

### Abstract

Three dimensional image visualization has been used in the field of medical analysis for many years. It can be used to reconstruct the 3D shape of the organs from a series of cross-sectional images of the human body obtained from computer tomography (CT) or magnetic resonance images (MRIs). The reconstructed images can help qualitative evaluation, quantitative analysis, clinical research and surgical planning.

However, to visualize this 3D data, huge

computations are necessary on the 3D visualization system, especially for the real-time system. Therefore, most of the existing systems are based on special graphic hardware or the dedicated computer architecture. In this paper, a computing system using Pentium personal computers is proposed and will be implemented for real-time visualization of 3D cystic coral bones. The system consists of three parts. The first part is designed to select the object of cystic coral bones and to enhance tile CT image quality. The second part is organized to design a 3D reconstruction and display approach. Unlike traditional 3D reconstruction approaches, our system is based on a computing system using Pentium personal computers. This part consists of surface rendering, surface interpolation, and OpenGL graphic software design. Finally, a virtual reality environment is included in the third part. With virtual reality incorporated into our system, the 3D cystic coxal bone can leap out of the screen in true 3D stereo depth. This will increase a doctor's ability to analyze complex cystic coral bone graphics, and other details recorded on the video.

### 一、簡介

在現代化的醫院裡，運用放射醫學影像技術來提升醫療影像品質已是一個相當重要的課題。尤其是X光、電腦斷層(CT)、核磁共振造影(MRI)等放射醫療照影，可以輔助診斷者不必經由外科手術就可以了解人體內臟的組織。

最初在1970年代，臨床醫師對於疾病的診斷與治療大多仍以二維影像的量測經驗為依據。但是，多數資料結構是三度空間的。二維影像雖提供了詳細的切面資料，但仍無法完整且精確的描述立體髓關節輪廓及病變空間位置，三維空間立體影像的重建與顯示可為醫師們提供一個解剖資料分析的視覺突破。

近年來，立體影像顯示已有相當程度的發展，系統已能顯示立體骨骼圖形而已且已在醫院使用

本文獲國科會經費補助，計畫編號：NSC 85-2213-E-029-004

[1,2]。從現有的立體顯像系統及相關的文獻報告中發現一個3D立體醫療顯像系統通常包含：一、影像前處理及物體分割，首先將原始的二維影像進行去雜訊、濾波等處理，然後分割出欲重構的物體(object of interest) [3-6]。物體分割的效果與複雜程度和器官影像的性質有著極大的相關性，例如含水組織器官在核磁共振造影(MRI)影像較為清晰，而斷層掃描(CT)骨骼影像的品質好且明暗對比度較強，所需的影像分割技術就較為簡易。二、立體資料的表示：從一組分割好的二維影像以產生出三維資料時，內插(interpolation)是最常用的技術。有線性內插(linear interpolation)、非線性內插(non-linear interpolation)、區域為生內插(region-based interpolation)方式[7-9]。三、描繪技術可分為表面描繪(surface rendering) [10-11]，二元體積圖表法(binary voxel rendering) [12-13]及體積描繪(volume rendering) [14-16]，前二者適合於定義明確(well-defined)的物體而且計算上較簡單，後者需要龐大之計算，但較適合不規則資料物體。表面描繪(surface rendering)只儲存物體之表面資訊，其內部並無資料，所以不能看其內部之構造；而後者則可以做透明(transparency)效果，可檢視內部。除此之外，描繪技巧和其資料儲存結構有關，表面描繪(surface rendering)資料儲存方式有多邊形貼面(polygons)或三角形貼面(triangle tiles)等方式，體積描繪其資料結構則有立體圖素陣列(3D voxel array)，八元樹結構(octtree)，線性四元樹結構(linear quadtree) [17-19]。

但由於三度空間立體影像的顯示，需要大量的計算且快速處理顯示速度，使得目前立體顯像系統大多需要特殊的繪圖及計算能力的硬體，如平行硬體架構 voxel processor architecture，VLSI circuit與pixel-oriented processor [20-23]。其價錢不但昂貴而且擴充不易，使得這些系統無法更一步普遍使用。其次，這些系統雖然能顯示立體之圖像，使醫生能觀測骨骼之容積、表面積...等特徵。但表現出的立體影像仍是在平面環境下的影像(即所謂2.5D影像)，要顯示真正立體真實感的繪圖影像仍不可能。這樣顯像系統除了影像不逼真外，在後續模擬手術上亦無法精準定義及顯示三維座標及其他三維資訊。

針對上述問題，本論文以經濟性及實用性為考量，以人體髖關節部位為對象，嘗試建立一個人電腦的虛擬實境(Virtual Reality)的醫療影像立體顯示環境。文中重建出髖關節器官的立體圖像，提供診療者臨床診斷研究模擬工具。本系統發展的特色，一、不擬自行開發繪圖功能程式(graphic function)而以SGI所發表的OpenGL為軟體平台，

其繪圖模式的標準性及跨平台的可移植性為我們主要採用的原因。二、顯示環境可讓診療者更具真實感的檢視關節器官，並能更精確的記錄其立體真實資訊。三、其目的為降低系統成本，並藉由虛擬實境的顯示環境讓臨床醫生能以更真實的資料從事定性觀察等工作，並將其視為臨床診斷、手術規劃與模擬之工具。

本文最主要分五章節，第二節主要是髖關節立體顯像。其中包含立體顯像前處理，特徵點選取立體模型與表面描繪的建立。第三節為虛擬實境顯示，以立體眼(Shutter glasses)將前述計算所得三度空間物體，以二個觀測點分別計算其成像。第四節是系統架構與執行結果，並以台中榮總病患的CT影像為例，由原始影像經各種處理與模擬。最後，在第五節作一結論並探討後續研究方向。

## 二、髖關節立體影像顯像

立體影像顯示在過去的十數年間已有相當程度的發展，完整立體影像系統包含：影像前處理、邊緣輪廓偵測、特徵點選取比對、體積描繪、表面描繪、光影分析顯示...等技術。其中的技術現存多篇文獻[10-15]已論述詳盡，不在此贅言。本節就這些系統所需相關處理做一完整說明。

### 2.1 立體影像顯示

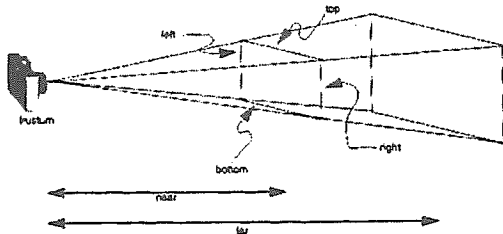
- 1、**骨骼輪廓分割**：目前我們以台中榮總髖關節CT影像作為處理(如圖七)，採用可變模型分割影像(Active Contour Model)的技術[4,5]，來偵測髖關節輪廓，求取各骨骼的輪廓。但CT影像差異性極大，要達到穩定結果相當不易，在這部份配合醫生修正部份結果，使得髖關節輪廓更具可靠度。
- 2、**特徵點的選取**：在擷取出各物體的輪廓後，再利用k-curvature找出各輪廓上的特徵點。藉由這些特徵點運用三角形將相鄰的輪廓連接成物體外形。
- 3、**三角形表面模型**：當特徵點完成後將每組配對分別以二對應相鄰三角型組成，將每一圈輪廓外圍三角面的資料逐層方式繪出，也就是利用三角面來建構出整個模型。
- 4、**視覺化處理**：要使顯示的立體影像具有實體的感覺，必須依靠物體表面的光影效果。藉由OpenGL的輔助可快速建立視覺化並使系統之顯示良好的光源、陰影及透明化之顯示效果。
- 5、**透明顯像 (Transparency)**：在髖關節的解剖結構上，大至包含有四大部份，髖骨(Coxal Bone)、右股骨(Right Femur)、左股骨(Left Femur)和表皮(Skin)四大部份。其間並有相連

重疊部份，如股骨頭(Femur Head)與髖骨之髖臼(Acetabulum)有相連處，在這部份由於骨頭市被包裹在髖臼之中，若只由外表並無法看到內部。因此想觀查內部時可以予以透明化處理，使得可看到內部但兩者之相對位址仍就存在。以方便醫生在作解剖前時，能更快得知相對所在的位址，近一步做到模擬開刀與切除。

## 2.2 OpenGL

OpenGL (Open Graphic Library) 是一套屬 3D 繪圖的軟體介面 (API)，大約有 120 個函式讓人快速建立 3D 模型。正如同一般 3D 繪圖函式，OpenGL 的影像呈現要素包含了視野 (viewing)、燈光 (Lighting)、色彩 (Color) 和其它如 Blending、Antialiasing、Fog、Depth... 等。稍後將對本系統所使用到之 OpenGL 處理函式做一簡介。

1、**視野 (Viewing)**：OpenGL 在處理 viewing 時，需先設定一視野範圍 (viewing volume)，使用參數 glFrustum、glPerspective 包含了由觀點 (view point) 的最近 (near)、最遠 (far)、上 (top)、下 (bottom)、左 (left)、右(right)參數(如圖一; 本圖引用[25])。而當繪製的物體超出此範圍時，則會被切掉只留下範圍內的影像。



圖一 視野區塊

2 **OpenGL 光源 (Lighting)**：由於光照到物體表面時，光在投射到物體表面的角度不同，表現的顏色效果就不同。OpenGL 將光源投射後至物體依反射角度不同分成四種過濾器 Emitted、Ambient、Diffuse、Specular：

Emitter: 散射式的光源，如：燈泡。

Specular：為光源照到時反光點，也就是反光最強之區域，此區域之反射角度最大。

Diffuse：是光源漸漸擴散之區域，屬於光線慢慢衰減的範圍。

Ambient：為較照不到光線之陰影區域，屬於亮度最弱地方。

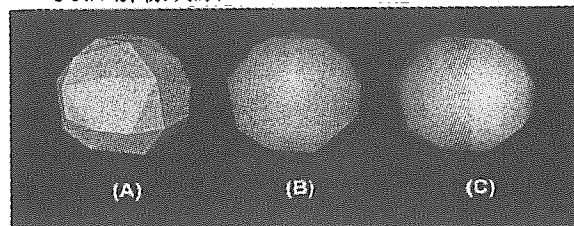
3、**OpenGL 材質 (Material)**：OpenGL 若要設定材質可以使用貼圖(Texture Mapping)或配合上述三種過濾器。過濾器 Ambient、Specular、Diffuse 和參數 Shininess 和三種的強弱程度會

影響材質(Material)屬性。

4、**OpenGL 光影 (Shading)**：目前常見共有三種光影：Flat、Grouand 和 Phong (如圖二)，但 OpenGL 僅提供有兩種模式：Flat 和 Grouand。

Flat：著色時整個三角面皆同樣顏色，因此著色速度最快。但缺點是面與面之間的邊界非常明顯。

Grouand：會依據三角面的三個頂點的明暗度，在向內推算出面上的每點的明暗度。因此三角面上的顏色、明暗度是均勻變化的，而且不會如同 Flat 那樣明顯。



(A)Flat shading (B)Grouand shading  
(C)Phong Shading

圖二 三種光影模式

由於醫學影像是著重在物體的精確度與可靠性，所以在物體顏色、材質方面並不用太過於著重，但燈光與光影的選擇對外觀變化有極大影響。

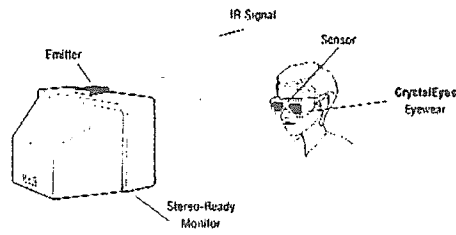
## 三、 虛擬實境(VR)顯示

除了開發工具採用擴充、移植性高的個人電腦與 OpenGL 繪圖引擎來作為軟體上的發展工具。本論文更希望提出一套，以個人電腦為架構的虛擬實境 (Virtual Reality) 的技術來顯示髖關節的立體結構，用以輔助醫生能更快速、真實地檢示病患骨骼的立體結構。

### 3.1 擬真顯像

在擬真影像顯示中，由於人體是借助雙眼視差所得的平面影像，經大腦整合而成立體影像。本系統為採用立體眼鏡 (StereoGraphics CrystalEyes)，將左右眼的影像使用交替方式分別投影至左眼或右眼 (如圖三; 本圖引用[24])，而再同時遮住相對的另一眼。將整個模型的立體結構，突破以往常見的 2.5D 影像以 VR 方式更精確的顯示出立體透視結果。

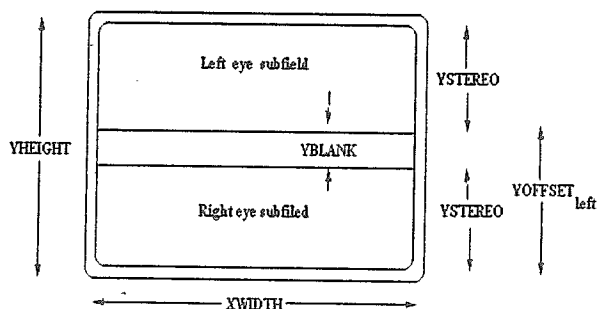
我們在顯示時需製作左眼與右眼視窗，並使兩眼之投影中心有所平移，兩眼睛之光軸成相似三角形。而兩視窗在螢幕的擺置上下需有空白 (Y-Blank)，此空白的大小與螢幕的解析度不同有所差



圖三 擬真輸出裝置

異(如圖四)。當在 1024\*768 解析度下,空白大小為 40 個像素點(pixels);在 640\*480 解析度下, Y-Blank 空白大小為 44 個像素點,圖九為腕關節雙眼視窗。其中圖五(本圖引用[24])的計算公式(式一)如下:

$$\begin{aligned}
 Y_{stereo} &= \frac{Y_{height} - Y_{blank}}{2} \\
 Y_{offset\ right} &= 0 \\
 Y_{offset\ left} &= Y_{stereo} + Y_{blank}
 \end{aligned}
 \quad (式一)$$



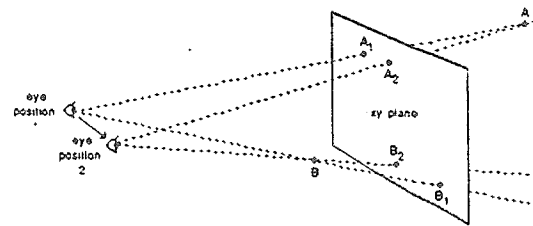
圖四 左右雙眼螢幕視窗

因此左右眼對一點座標(x,y)而言,其右眼成像在  $(X_{width} \frac{x-x_{min}}{x_{max}-x_{min}}, Y_{stereo} \frac{y-y_{min}}{y_{max}-y_{min}})$  的座標位置;而左眼則成像位置在  $(X_{width} \frac{x-x_{min}}{x_{max}-x_{min}}, Y_{stereo} \frac{y-y_{min}}{y_{max}-y_{min}} + Y_{offset\ left})$  的座標上。其中, Xmax 及 Xmin 分別代表著物體經投影之後,成像在螢幕的 X 軸上之最大值及最小值,而 Ymax 及 Ymin 則表示成像在 Y 軸的最大值及最小值。

### 3.2 擬真輸入裝置

在以往的電腦輸入裝置不外乎 mouse、keyboard、lightpen,但是由於受限到本身硬體結構,只能提供平面,而如果要模擬應用在 3D 影像中,不但程式控制困難,並且在實際操作上也不方便。因而我們改用 SPACEBALL,跟以往不同的地方在於它能依靠手掌的觸摸及旋轉,產生 X、Y、Z 三軸位移量及旋轉的角度,三度空間上的六個維

度自由動作(6 degrees of freedom)。



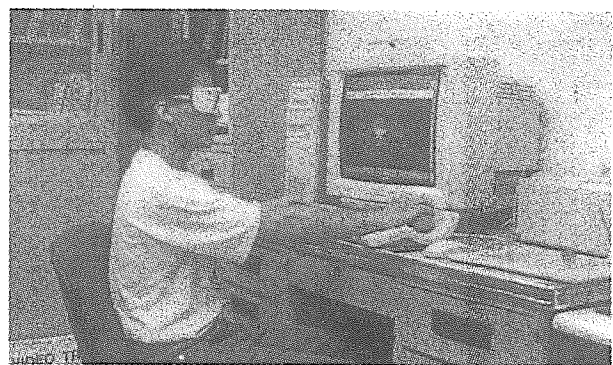
圖五 左右眼幾何成像模型

## 四、系統架構與結果

一套個人電腦上的擬真實像系統所需的軟、硬體設備在目前市場上並不成熟,而且價錢相當昂貴。本系統目前設備如下。

### 4.1 系統硬體架構

本論文以個人電腦 (PENTIUM PRO 200) 為整體工作平台,而個人電腦搭配 64 MB 主記憶體實驗環境(如圖六)。虛擬實像的硬體設備包含一組 Crystal eyes 眼鏡(shuttle glasses)搭配雙倍掃描速度的寬螢幕。操作輸入是一部 SpaceBall 立體滑鼠,它可做三度空間(3 dimension)的六自由度(6 degrees freedom)操作,可使 3D 空間座標的定位、骨骼的搬移與旋轉等更為精確,並能讓醫療人員能以同步方式觀察且控制立體環境。

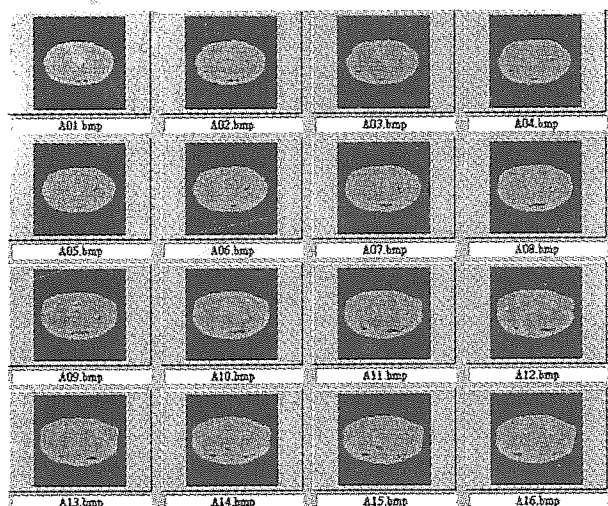


圖六 擬真實像系統硬體設備

腕關節 CT 影像係由台中榮總醫院 Piker CT 電腦斷層掃描機器及其他相關醫療設備所擷取。目前我們以 52 張腕關節 CT 影像(每張間距 4mm)作為處理(如圖七)。

### 4.2 系統軟體

系統以 Windows NT 為平台,OpenGL 繪圖引擎及 C++ 為設計工具,分別描述如下:  
1、以 SGI 所發表的 OpenGL 為主要軟體開發工具,它是視覺化程式設計的發展軟體,同時具有大量繪圖程式庫,可縮短系統開發時間及提高產量。



圖七 前 16 張的腕關節 CT 影像

- 2、以 Visual C++ 語言製作虛擬實像設備的驅動程式、神經網路程式、繪圖功能程式以及使用者界面 (GUI)。

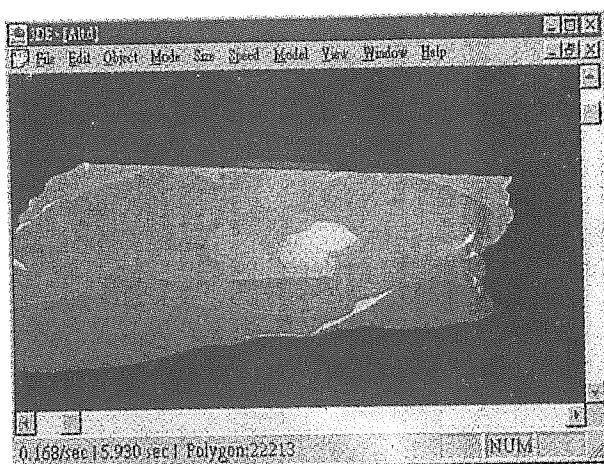
#### 4.3 執行結果

藉由 OpenGL 的輔助可快速建立視覺化並使系統之顯示良好的光源、陰影及透明化之顯示效果(如圖八)。更進一步再以交錯的方式在雙倍頻率的螢幕上顯像，配合 CrystalEyes 眼鏡做同步切換的動作，使兩隻眼睛可分別看到各自的影像(如圖九)，而在腦中合成影像(如圖十)。在執行結果上同時也提供三度空間方向旋轉與位置切割。醫師可藉此觀測骨盆之右面觀、後面觀、骨盆出口(pelvic outlet)、骨盆入口(pelvic inlet)角度(如圖十一~十四)以便進行臨床診斷研究。

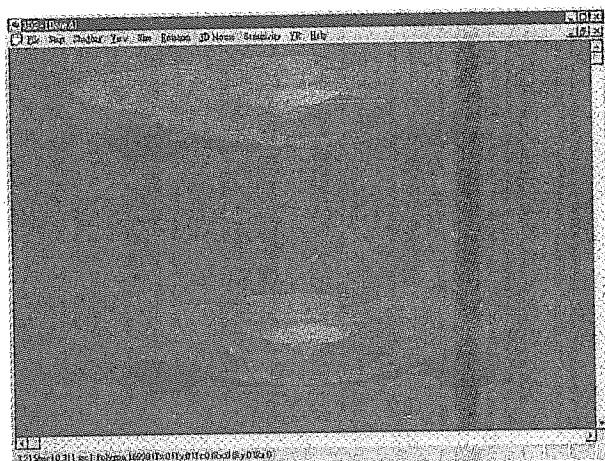
在系統操作速度的表現上我們發現最大的瓶頸在腕關節的旋轉運算，因此再經由實驗後我發現可藉由下列幾個方法來改善顯示效率和品質。

- 1、**3D 加速卡**：本系統反應時間(response time)由表一得知若未使用具 OpenGL 加速的一般顯示卡時，每秒顯示的頁框數還無法達到一張。而再當顯示卡換上 OpenGL 加速卡時(如表一)，顯示效率卻由原本的每秒 0.620frame 加速到 3.030frame，也就是說能將速度提昇至將近 5 倍左右。
- 2、**表面三角形數量**：我們以特徵點數量的決定來降低表面三角形的數量。但由於特徵點選取多寡攸關三角貼面時模型表面的精細品質，因此我們試著找出在維持影像品質與加快影像顯示速度中尋求最佳組合(如表二)，當降低特徵點在邊緣輪廓取 100 點左右(共有 22278 個三角貼面)時，平均每每秒可顯示約 3.030 張影像 (frame)，但

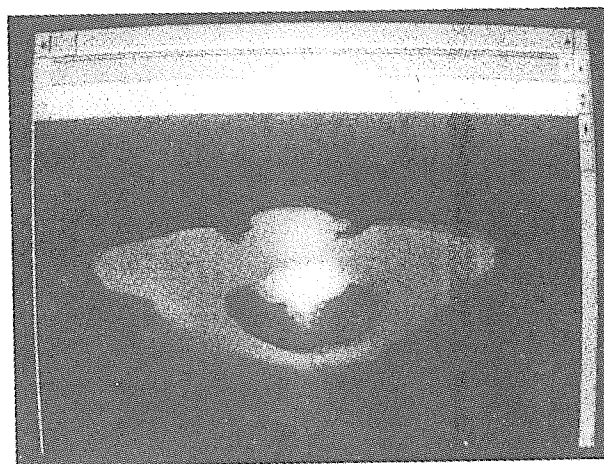
降低至 30 點左右(僅 18590 個三角貼面)每秒所顯示的影像加快到 3.571 張左右，但降低影像品質。



圖八 透明化腕關節立體影像



圖九 左右眼影像



圖十 合成擬真影像

從不斷的實驗中發現採用之顯示資料三角貼面



(triangle surface) 數量為髖關節部份 16,998 個三角面，髖關節和皮膚 22,278 個三角面這樣的組合可以產生醫師在速度與顯示品質皆可接受的成果。另外，在執行中有一現象讓我們感到驚訝，原本預估線框(wire frame)模式會比三角磚貼圖(triangle rendering)模式因少了表面著色(surface rendering)而速度增快。但實驗數據不然，發現效率減少約一半左右，深究其原因才發現 Open GL 在表面著色時會自動採 Z-buffer 方式來將隱藏面(hidden plane)去掉，只顯示出看到的那一面，被遮住的一面則不做著色計算，因此減少了一半以上三角面顯示，相反的線框模式卻無法減少線框數量，因此整體速度會比表面著色方式低了許多。

表一、使用一般顯示卡與繪圖加速卡各種模式下顯示效率比較

Shading mode / Object	Flat	Grouand	Flat Trans-parent	Grouand Trans-parent	Vertex size
Bone *	0.786	0.773	—	—	16998
Bone * &Skin	0.648	0.644	0.542	0.539	22278
Bone **	3.999	1.610	—	—	16998
Bone ** &Skin	3.030	1.286	2.941	1.280	22278

(單位: frame/sec)

實驗環境:

CPU: Pentium pro200, RAM: 64MB, OS: Windows NT4.0,

VGA: \* 使用一般顯示卡 S3 (Trio64V+)

\*\* 使用專業繪圖加速卡 Upmost L500TX (GLINT 500TX)

表二、選取不同特徵點後的顯示效率

Shading mode / Object	Feature points number	Flat	Grouand	Flat Trans-parent	Grouand Trans-parent	Vertex size
Bone &Skin	30	3.571	1.490	3.558	1.490	18590
Bone &Skin	100	3.030	1.286	2.941	1.280	22278

(單位: frame/sec)

實驗環境:

CPU: Pentium pro200, RAM: 64MB, OS: Windows NT4.0,

VGA: Upmost 500TX (GLINT 500TX)

## 五、結論

本文嘗試在個人電腦上開發醫療立體影像的虛擬實境環境，以提供診療者作為臨床診斷模擬工具。本系統主要包括立體影像與擬真實像等技術，而主要特色與以往不同點是在於打破過去的立體醫療影像系統，得先花費昂貴經費來添購專業的工作

站級硬體設備，並且得再付出不算低的系統維護和人員操作訓練成本，而無法有所普及。而本系統則改以在一般的個人電腦上架構出一套類似的立體醫療影像系統，但硬體上的價格成本卻非常的低廉，且操作上相當簡便、維護也很容易，可作為今後建立立體醫療影像系統之基礎。在過去立體影像的瓶頸往往在於系統得處理龐大的運算，但從實驗結果我們也發現，隨著個人電腦運算速度的不斷提昇與專業 3D 繪圖加速卡的出現之下，雖然目前運算速度仍不夠快，但相信未來能夠達到互動的效果極佳的虛擬實境系統。本論文的完成除了對於臨床診斷有極大的應用價值外，同時也將有助於推動虛擬實境醫療系統的合理價位化。

在 PC 上做 3D 繪圖似乎仍與工作站級的電腦仍有一段差距，但隨著 PC 速度愈來愈快，相信我們系統相當具潛力。要加快系統速度與改善顯示品質我們建議以下發展方向。

- 1、以分散式個人電腦架構建立快速立體顯像系統。把多部雙處理器的 Pentium 個人電腦，以網路連結成一個分散式的平行處理環境。
- 2、本文提出的表面描繪是基於三角型模式，事實上，人體髖關節的表面是平滑的，應該改以二次曲線來表示才對。因此在形狀對應的過程中應該加以修改。

上述兩項研發方向就是要改進運算速度與顯像品質，讓醫生感覺到真正的互動來操作虛擬實境系統。

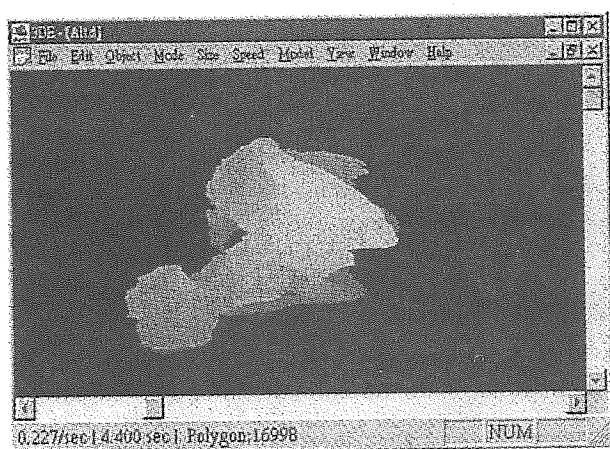
## 參考資料

- [1] M.L. Rhodes, "Computer Graphics in Medicine: The Past Decade," IEEE Computer Graphics & Application, Jan, pp. 52-54, 1991.
- [2] O. Kubler & G. Gerig "Segmentation and Analysis of Multidimensional DataSets in Medicine", 3D Imaging in Medicine Series F, Vol. 60, pp. 63-79, 1990. Berlin-Heidelberg: Springer 1987
- [3] O. Kubler & J. Yla-Jaaski & E. Hildebrand, "3-D segmentation and real-time display of medical volume images," In: Proc. Internet Symposium on Computer Assisted Radiology (CAR '87) (H.U. Lemke, M.L.Rhodes, C.C. Jaffee, R. Felix (eds.)), pp 637-641,
- [4] Y.N. Sun & C.T. Tsai, "Segmentation of echocardiograms using a neural network," Microprocessing and Microprogrammng, Vol 35, pp. 791-798, 1992
- [5] C.T. Tsai & Y.N. Sun & P.C. Chung & J.S. Lee, "Endocardial boundary detection using a neural network," Pattern Recognition, Vol. 26, No. 7, pp. 1057-1068, 1993
- [6] G. Gerig & W. Kuoni & R. Kikinis & O. Kubler, "Medical Imaging and Computer Vision: an integrated approach for diagnosis and planning," In: Proc 11. DAGM Symposium (H.Burkhardt, K.H.Hohne and B. Neumann, eds.),

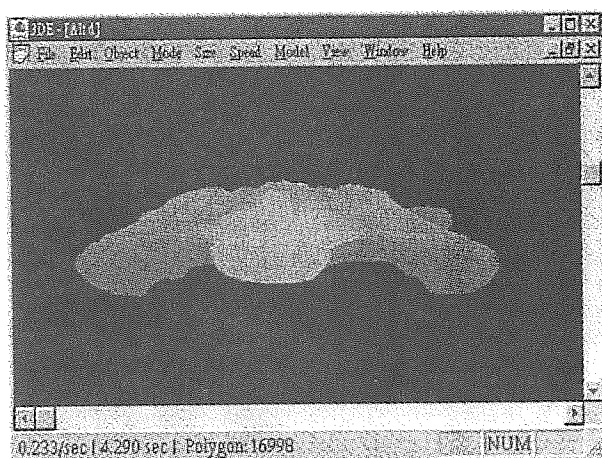
Informatik Fachberichite Vol. 219, pp. 425-432, Berlin-Heideberg: Springer 1989

[7] S.P. Raya & J.K. Udupa "Shape-based interpolation of multidimensionai objects," IEEE Trans. Med. Imag. 9, pp. 32-42, 1990  
 [8] R.J. Bellon & S.M. Horwitz, "Three-dimensional computed tomography studies of the tendons of the foot and ankle," Journal of Digital Imaging, [JC:al9] 5[1]:46-9, 1992  
 [9] H. Hirschfelder, "The 3-dimensional surface reconstruction from computerized tomography sections," Orthopade, [JC:omv] 18[1]: 18-23, 1989  
 [10] A.R. Dennis, "An overview of rendering techniques, R.L.S.Chen, G.T.Herman R.A. Reynolds, and J.K. Udupa, Surface redering in the cuberille environment," IEEE Computer Graphics & Applitions, pp. 33-43, 1985.  
 [11] U. Tiede & K. Heinz & M. Bomans & A. Pommert & M. Riemer & G. Wiebecke, "Investigation of Medical 3D-Rendering Algorithms," IEEE Computer Graphics & Applications,pp41-3~ Mar 1990.  
 [12]G. Frieder & D. Gordn & R.A. Reynolds, "Back-to-Front display of Voxel-based Objects," IEEE Computer Graphics & Applications, pp. 52-60, Jan 1985.  
 [13] R. Lent & B. Gudmundsson & B. Lindskog & E. Danielsson, "Display of Density Volumes." IEEE Computer Graphics & Applications, pp, 20-29, July 1986.  
 [14] R.A. Drebin & L. Carpenter & P. Hanrahan, "Volume rendering," Computer Graphics, Vol. 22, pp. 65-74, Aug 1988. Orthopaedic a Trauma Surgery, [JC:at2] 11[3]: 131-7, 1992. advances of three-dimensional displayf.", Archives of

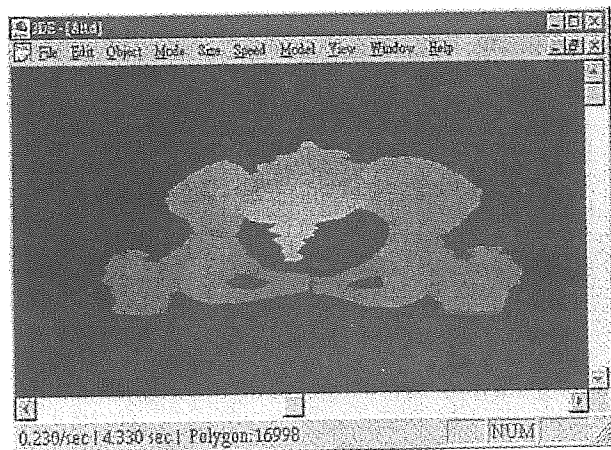
[15] F.P. Billet & V.G. Schmitt & B. Gay "Computed tomography in traumatology with special regrat to the  
 [16] M. Levoy, 'Dbpl~ of Surfaces From Volume Data,' IEEE Comptrrer Graphics & Applications,pp a9-37, 1955.  
 [17] J. Sandor, "'Octree data structures and perspectives imagery," Computer and Graphics, VOL. 9, No.4, pp393-405, 1985.  
 [18] B. Gibaud, C. Barillot, J.M. Scarabin, A. Bouliou, "Octree encoding with me and surface information in medical imaging," In: Proc. 9th IEEE EMBS Conference, 1987.  
 [19] H.H. Chen & T.S. Huang, "A survey of Construction and Manipulation of Octtrees," Computer Vision, Graphics, and Image Processing Vol. 43, pp.409-431, 1988.  
 [20] P.M. Dew & R.A. Earnshaw & T.R. Heywood, "Parallel Processing for Computer Vision and Display", Addison Wesley, 1989.  
 [21] C. Toumoulin & G. Prevost & J. Jnoplioch, "Interactive three dimensional image workstation", Proc. 11th IEEE EMBS Conference, Seattle pp. 345-535, Nov 1989.  
 [22] S.M. Goldwasrer & R.A. Reynolda, "Real-time display and manipulation of 3D medical cts: the voxel proceaaor architerture Comput Vis Graph Image Proc, 39, 1-27, 1987.  
 [23] M. O'Donnell, "Applicona of VLSI circuita to medical imaging," IEEE Proceedings,Vol 76, pp1106-1114, 1988.  
 [24] Robert Akka , "Software Concepts for Stereoscopic 3D Graphics", StereoGraphics Corp., April 2,1991.  
 [25] J.Neider , T.Davis, & M.Woo, "OpenGL Programming Guid", Addison Wesley Publishing, 1993.



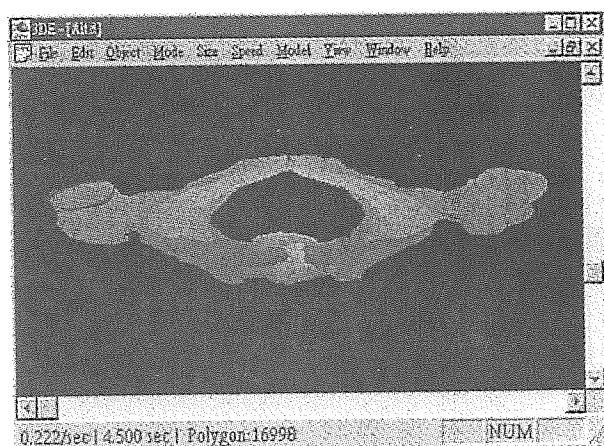
圖十一 髌關節右方觀點



圖十三 髌關節出口觀點



圖十二 髌關節後方觀點



圖十四 髌關節入口觀點