

利用三維形態分析方法診斷肺臟腫瘤

葉 嘉 芬 鄭 煥 勳 蘇 振 隆 *

中原大學醫學工程學系
中壢市 320 普仁 22 號

張 允 中

台大醫院醫學影像部
台北市中山南路 7 號

(Received: July 7, 2003; Accepted: March 30, 2004)

摘要

本研究透過影像處理技術來進行肺部CT影像分析及利用三維形態診斷肺臟腫瘤，所使用之技術包含影像增強、半自動邊緣選取、高斯平滑、曲率計算、似圓性和紋理計算等函數來分析及診斷之形態。此外，以重建後之立體影像中之高斯曲率及平均曲率、似球性與平均密度等參數，提供形態之資訊。最後建立類神經網路之模式，對肺臟腫瘤進行鑑別。初步結果顯示，切片厚度為3mm之肺腫瘤測試病例中，鑑別正確率為0.67，敏感度為1和系統之信賴度Kappa值為0.378；切片厚度為5mm之肺腫瘤測試病例中，鑑別正確率為0.833，敏感度為1和系統之信賴度Kappa值為0.515。研究發現，良性腫瘤之鈣化結節、細菌性感染與纖維化之類型，與惡性腫瘤之特徵類似，因此導致系統之正確率降低。

關鍵詞：電腦斷層影像，曲率計算，紋理分析，倒傳遞類神經網路，肺臟腫瘤。

壹、前言

肺癌的死亡率逐年增加，並且是一項非常難治癒的疾病。而及早發現對於治療是相當有幫助，若能早一點辨識出腫瘤之良惡性，更能做有效的診斷與治療。由於肺臟的病變相當複雜[1]，因此，利用高解析度的胸腔電腦斷層(Computed tomography, CT)影像可協助胸部X光片上無法顯現的病灶。

應用於醫學影像的影像處理及三維重建之技術在國內外已有很多的發展，而隨著電腦科技的進步，這些研究已經相當成熟。然而，在肺臟影像中，針對肺臟CT影像之腫瘤特徵分析，目前國內的研究並不多，大多集中在肺臟X光影像的處理及

腫瘤偵測方面。在1999年，本校張俊隆以超錐面形變模型分析法來偵測腫瘤[2]，應用腫瘤形狀的特性與血管相關性，尋找肺部區域內之腫瘤。同年，中山大學機械所王俊峰發展一套智慧型的型態鑑別系統來判斷單發性結節的良惡性[3]，利用影像處理方法從CT影像中獨立出單發性結節的部分，再分析結節的尺寸、輪廓和鈣化情況，最後建立結節良惡性鑑別資料庫系統。2000年，本研究室莊美恩對肺部X光影像做腫瘤偵測[4]，利用影像處理技術，包含影像增強、模糊化、影像相減…等，凸顯腫瘤特性，以似圓性與相關性的計算，圈選出可疑腫瘤區域。在2002年，本研究室陳逸雯更進一步利用資料庫與類神經網路來提高肺臟X光影像之腫瘤偵測系統的敏感度[5]。2002年，本研究室趙一平發展了一套肺臟電腦斷層影像之電腦輔助分析系統[6]，利

* 通聯作者：蘇振隆 E-mail: jls@mail.be.cycu.edu.tw



用OpenGL API及Marching cube演算法表現出肺部Surface render三維影像，提供解剖學上之需要。

在國外部分，1980年S. S. Siegelman和E. A. Zerhouni等人對肺臟CT影像之單一結節做分析[7]，依不同類型的腫瘤，主要分析腫瘤的大小與亮度兩種特徵，統計出大小、亮度和組織學的關係。在1999年時，M. D. Seemann等人利用型態學上的特徵分類腫瘤之良惡性[8]，透過腫瘤的外觀、內部構造、腫瘤與肋膜之間的關係和周圍的構造來分類腫瘤之良惡性，得到準確率為83.7%。1998年日本學者T. Tozaki等人利用肺臟CT影像來分析及鑑別肺臟組織[9]，透過肺部組織的空間關係來分離肺動脈及肺靜脈。這個研究利用肺臟區域與周圍組織在CT number上的不同，進行肺臟區域的分割，並利用影像強度與曲率分析將其影像的基本偏移雜訊去除，強化影像上不同組織的差異，同時探討血管對於nodule的侵入與否，更進一步分類出腫瘤的良惡性。

近年來，有位日本學者Y. Kawata做了許多關於肺部CT影像之腫瘤特徵的分析研究。在1998年，使用3-D deformable surface model來分割肺臟腫瘤[10]，並將nodule分為兩種表面型態：well-defined和ill-defined，再利用高斯曲率(Gaussian curvature)與平均曲率(Mean curvature)的計算，將腫瘤的特徵分為14種不同的類型，來進行腫瘤的型態分析。透過該系統可以將腫瘤擷取出來，並組合成三維物件顯示。在2000年，利用腫瘤之周圍影像在幾何學上的差異，以及方向向量的不同，區分肺臟腫瘤的良惡性[11]。在2001年，利用一連續3-D肺臟CT影像，結合3D rigid和affine registration及non-rigid registration和vector field analysis等演算法，來探討良惡性腫瘤的特徵[12]。

經由文獻回顧得知，目前國外越來越多學者投入肺臟腫瘤之良惡性探討的研究，顯然這項研究已經備受矚目。雖然，國內已有許多人投入肺臟腫瘤偵測的相關研究，但是對於腫瘤型態的輔助診斷系統尚無一套完整的架構。在臨牀上，對於腫瘤類型的分類，尚缺乏一套準確且清楚的標準。因此，本研究的目的是希望以影像處理之技術為基礎，能藉由各個腫瘤在影像上所表現的特徵，來進一步作更多的特徵萃取及探討與分析，並利用統計學的分析來討論所選之特徵參數是否具有辨識的意義。長期

而言，希望能利用個人電腦，發展一套小型肺臟腫瘤之三維型態特徵分析與辨識系統，結合三維型態及各項型態學特徵分析，並提供自動化鑑別腫瘤良惡性的功能，協助醫師更進一步進行診斷。

貳、研究材料與方法

一、研究材料

本研究的影像資料來自台大醫院醫學影像部，採用螺旋電腦斷層攝影儀(spiral CT, GE HiSpeed CT/I scanner, GE Medical systems, WI, USA)照射病人之腫瘤CT影像。分別擷取切片厚度為3mm和5mm的CT肺臟腫瘤影像，總計63位病患。其中有9位病患同時照射切片厚度為3mm及5mm的CT影像。這63位病人並非完全屬於單一肺結節(SPN)，但是每位病人一定有一個腫瘤接受生理學切片檢查，得知其腫瘤之良惡性。本研究針對該63個有切片檢查之腫瘤影像作分析。切片厚度為3mm的有29位病患(其中良性為11例，惡性18例)；切片厚度為5mm的有43位病患(其中良性為14例，惡性為29例)。

二、研究設備

本研究利用個人電腦自行撰寫影像處理函式並針對肺部spiral CT序列影像進行腫瘤形態分析，透過OpenGL之三維繪圖函式將所擷取之nodule邊緣點描繪於電腦螢幕上，提供三維形態的觀察。本研究所使用的電腦硬體有：Pentium 4，1.8G CPU搭配768M RAM及Nvidia Geforce 2 Ultra 64M之繪圖晶片。軟體部分使用Microsoft 2000 Professional作業系統，以Borland C++ Builder 5.0做為程式開發並搭配OpenGL之三維繪圖函式庫。

本研究利用spiral CT所照射之病人肺臟CT序列影像，擷取其所產生的DICOM檔案，直接讀入本系統當中進行處理與分析。研究流程如圖1所示，步驟可分為五部分：影像前級處理、腫瘤三維形態之顯示、腫瘤特徵值之分析、鑑別系統之建立和系統評估。分別說明如下：

(一)影像前級處理：

影像前處理主要是利用影像處理技術來達到影像增強的效果。其中包括為了增強CT影像的對比

度，使用窗階(window/level)技術，針對所欲觀察的器官或組織作調節。計算影像之直方圖(Histogram)，瞭解影像之灰階分佈，並利用影像二值化來分割肺部區域再採取半自動化區域圈選，最後使用細線化來得肺臟輪廓邊界點[6]。如果對於腫瘤之位置不確定時，本系統設計了腫瘤自動偵測之功能，針對不清楚之Slice單張進行偵測。最後，手動圈選可疑腫瘤區域，同樣進行細線化來取得nodule輪廓點。

(二)腫瘤三維形態之顯示：

本研究採用表面重構模式來進行三維重建，利用習用之 Marching Cube 之三角形產生演算法來進行表面多邊形貼圖[13]，透過SGI公司之OpenGL的繪圖 API(Application Program Interface)函式庫來加以呈現[14]。

(三)腫瘤特徵值之分析

腫瘤特徵分析分為兩部分。一部分以二維影像分析，主要包括面積、直徑、平均密度、似圓性，如圖 2 所示[4][5]和紋理分析(Entropy, Energy, Contrast, Homogeneity)…等，其公式如式(1)~(4)所示；

$$\text{Entropy} = - \sum_{i,j} P[i,j] \log P[i,j] \quad (1)$$

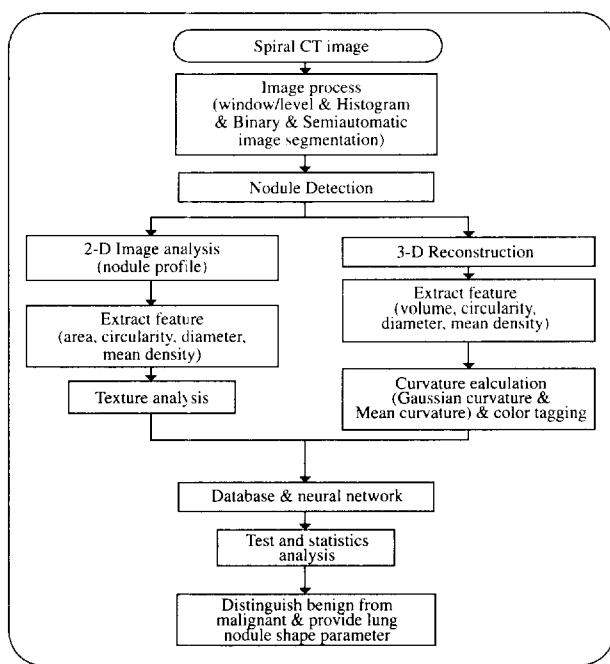


圖 1 系統流程圖

$$\text{Energy} = \sum_{i,j} P^2[i,j] \quad (2)$$

$$\text{Contrast} = \sum_{i,j} (i-j)^2 P[i,j] \quad (3)$$

$$\text{Homogeneity} = \sum_{i,j} \frac{P[i,j]}{1 + |i-j|} \quad (4)$$

另一部分為三維影像分析，包括體積、直徑、似圓性，並計算其曲率。曲率計算包含高斯曲率 K 與平均曲率 H[15]，其公式分別如式(5)和(6)所示：

$$\begin{aligned} K = & \frac{1}{h^2} [f_x^2(f_{yy}f_{zz} - f_{yz}^2) + 2f_yf_z(f_{xz}f_{xy} - f_{xx}f_{yz}) \\ & + f_y^2(f_{xx}f_{zz} - f_{xz}^2) + 2f_xf_z(f_{yz}f_{xy} - f_{yy}f_{xz}) \\ & + f_z^2(f_{xx}f_{zz} - f_{xy}^2) + 2f_xf_y(f_{xz}f_{yz} - f_{zz}f_{xy})] \end{aligned} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} H = & \frac{1}{2h^{3/2}} [f_x^2(f_{yy} + f_{zz}) - 2f_yf_zf_{yz} + f_y^2(f_{xx} + f_{zz}) \\ & - 2f_xf_zf_{xz} + f_z^2(f_{xx} + f_{yy}) - 2f_xf_yf_{xy}] \end{aligned} \quad (6)$$

此處的 $h = f_x^2 + f_y^2 + f_z^2$ ，下標的符號表示微分，將表面形態分為八類如圖 3 所示，分別為 Peak surface ($K>0$ and $H<0$)、ridge surface ($K=0$ and $H<0$)、Saddle ridge ($K<0$ and $H<0$)、minimal surface ($K<0$ and $H=0$)、Pit surface ($K>0$ and $H>0$)、valley surface ($K=0$ and $H>0$)、Saddle valley ($K<0$ and $H>0$)和 flat surface($K=0$ and $H=0$)。由腫瘤之形態學我們得知，nodule 的形態被 flat surface、minimal surface、val-

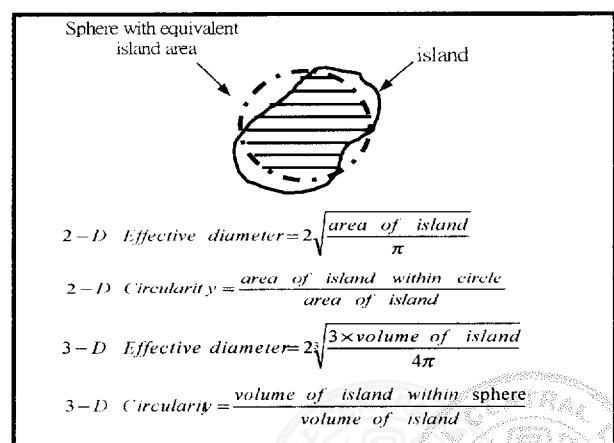


圖 2 似圓度示意圖

ley surface 和 ridge surface 所構成的機率很小，大部分是由 saddle ridge 、 saddle valley 、 peak surface 和 pit surface 所構成，因此本研究只針對此四種表面形態進行分析探討，並利用 color tagging 的方法，將這四種表面形態顯示在三維腫瘤上。

(四)鑑別系統之建立

本研究將所萃取的特徵參數與影像資料，建立資料庫系統。配合倒傳遞類神經網路的分析與訓練，建立一套電腦輔助鑑別腫瘤之系統，並提供肺部腫瘤診斷上的特徵資料，圖 4 即為本研究之倒傳遞類神經網路架構圖。

(五)系統評估

本研究之評估分為兩部分，一部分為各項特徵參數估算之評估，來確定系統之可行性；另一部分為鑑別診斷系統之評估，來瞭解系統之準確性與有效性。

在特徵參數估算的評估部分，本研究利用球形假體影像來建構模擬腫瘤，如圖 5(a)所示為二維模擬影像，圖 5(b)為模擬腫瘤之三維重建影像；研究中設計不同切片厚度、不同形態與特徵的腫瘤影像，利用自訂的模擬腫瘤影像，並以自訂的各項參數值來對照電腦估算出來的值，以確定開發程式之正確性及系統之限制。

在鑑別診斷之系統評估方面，本研究採用準確性(Accuracy)、敏感度(Sensitivity)與有效性(Specificity)三種參數及 Kappa 值進行評估，其說明如下：

$$\text{正確率} = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN}$$

$$\text{敏感度} = \frac{TP}{TP + FN}$$

$$\text{有效性} = \frac{TN}{TN + FP}$$

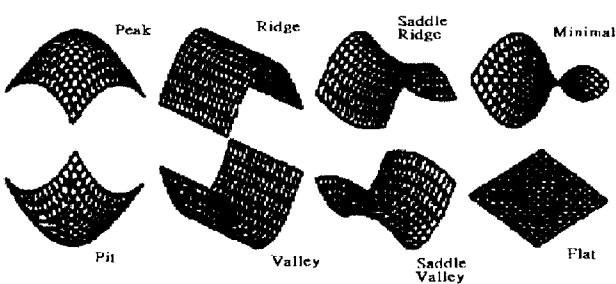


圖 3 表面形態

$Kappa = (\text{準確性} - \text{同意的機率}) / (1 - \text{同意的機率})$

其中 TP 代表系統診斷該惡性腫瘤為惡性的個數，TN 代表系統診斷該良性腫瘤為良性的個數，FP 代表為系統將良性腫瘤判斷為惡性的個數，FN 代表為系統將惡性腫瘤判斷為良性的個數。Kappa 值為計算系統的信賴程度，通常良好的系統信賴度介於 0.4~0.75 之間[16]。

參、結果與討論

一、假體之測試結果

(一)假體大小、切片厚度及 CT 值之影響

假體之測試分為三部分：首先，探討在切片厚

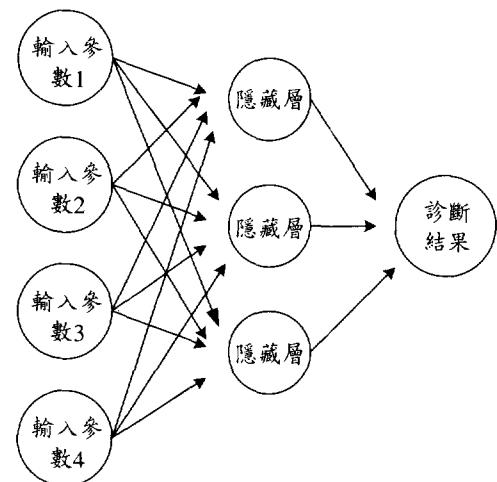


圖 4 本研究採用之倒傳遞類神經網路架構

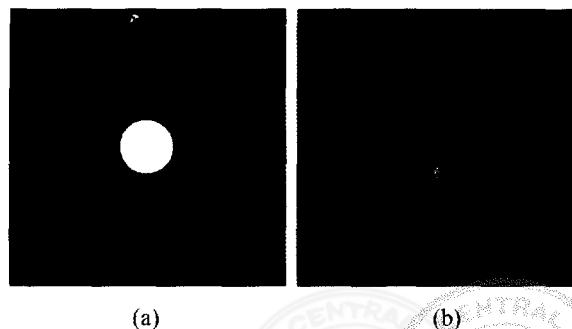


圖 5 模擬腫瘤影像(a)二維影像(b)三維重建影像

度為3mm及CT值為20時，不同大小的模擬腫瘤實際值與系統計算值的差異。本研究設計五個不同大小的假體，直徑分別為：10mm、15mm、20mm、25mm和30mm，其計算值與實際值對應點描繪於圖6。第二部分，探討在切片厚度為5mm及CT值為20時，不同大小的模擬腫瘤實際值與系統計算值的差異。本研究同樣設計五個不同大小的假體，直徑分別為：10mm、15mm、20mm、25mm和30mm，其計算值與實際值對應點描繪於圖7。第三部分，在切片厚度為3mm及直徑為20mm時，不同CT值的模擬腫瘤，探討實際CT值與系統計算值的差異。本研究設計五個不同CT值的假體，分別為：-200、-100、0、100和200，得知系統之計算值與實際值R.R.值非常接近1，分別為0.9972及0.9073，而其斜率分別為1.0093及0.9073。

綜合以上之測試結果，可以得知切片厚度越大時，腫瘤之直徑估算誤差較大，其原因是當切片厚度較大時，擷取腫瘤之資訊較少，因此誤差較大。

(二)立體表面形態之特徵參數之量測

表面形態之特徵參數的評估方式，本研究同樣利用影像來模擬腫瘤假體，研究中針對切片厚度為3mm和5mm分別設計四個同CT值，不同大小之假體。每次均針對不同切片厚度，但同大小之腫瘤，取相同部位來進行系統測試，最後利用公式所運算出之理論值與系統之計算值相比較表面特徵，並驗證系統之準確性。主要探討之表面特徵為Peak surface、Pit surface、Saddle ridge和Saddle valley四種，而Flat surface為假體所特有之現象。在臨床實際腫瘤之形態上，Flat surface之表面形態存在機率並不高，因為腫瘤之輪廓為不規則或似球性之球

體，所以Flat surface之百分比便會趨近於零，但是當腫瘤之亮度相當接近時，由於系統在轉HU值為灰階值時，可能會導致鄰近之像素點之灰階值相同，如此所計算出來的表面形態就會佔了一部分是Flat surface形態。實驗之結果，我們將各項表面特徵之理論值與切片厚度為3mm和5mm之實驗結果以表1表示，由於我們只擷取腫瘤中間部分之區域來計算，又當腫瘤越小其曲率越彎，而切片厚度越大其遺漏之表面特徵越多，因此由表中我們發現四點結果：

1. 當腫瘤越小，其Peak surface與理論值之差越小，但隨著切片厚度度越大，其誤差值也越大；

2. 當腫瘤小時，因重建之後之腫瘤表面形態較理想球形假體不平滑，而理想球形假體之Pit surface所佔之比例並不大，因此在Pit surface理想值與計算值誤差明顯較大，又以Thickness=3mm之Phantom 1誤差最大，其原因乃是切片厚度大之腫瘤所遺漏之資訊較多，而因重建補差值所導致之表面形態越趨近於Flat surface，因此在Thickness=5mm之Pit surface所佔之比例誤差便不大；

3. 理想之球形假體中，並無Saddle ridge和Saddle valley之表面形態，因此理論值皆為零，但在Saddle ridge之表面特徵，當切片厚度較小時，重建之補差值法影響計算誤差比切片厚度大者時較大，但是當腫瘤越大時，所能擷取之張數越多，其誤差值相對的便比切片厚度小著大；

4. 由於我們的假體為一灰階值均勻之球體，因此在曲率計算方面之高斯曲率與平均曲率絕大部分皆為零即屬於Flat surface，由表中可以觀察出其誤差較大之Phantom 1乃因為當切片厚度較小時，其

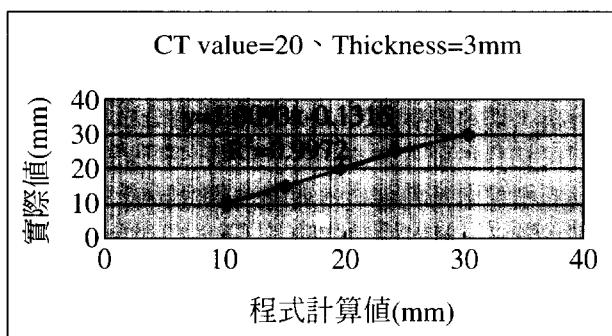


圖6 Thickness=3mm之直徑計算值與實際值對應圖

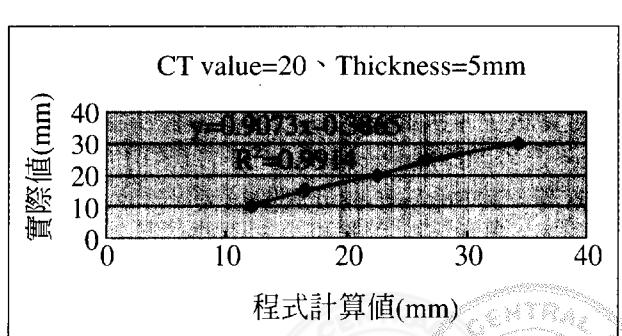


圖7 Thickness=5mm之直徑計算值與實際值對應圖

表 1 假體測試結果（各項表面特徵之理論值與不同切片厚度之計算值的比較）

	直徑	Peak surface			Pit surface			Saddle ridge		
		理論 值(%)	Thickness=3mm 計算值(%)	Thickness=5mm 計算值(%)	理論 值(%)	Thickness=3mm 計算值(%)	Thickness=5mm 計算值(%)	理論 值(%)	Thickness=3mm 計算值(%)	Thickness=5mm 計算值(%)
Phantom 1	16	3.572	2.564	0	0.121	6.5	1.003	0	1.042	0
Phantom 2	20	2.987	1.788	1.45	0.107	0	0	0	1.788	0
Phantom 3	24	2.42	1.244	0.938	0.089	0	2.903	0	1.203	0
Phantom 4	30	2.065	0.875	0.875	0.035	0.016	0	0	1.117	0.622
		Saddle valley			Flat surface					
		理論 值(%)	Thickness=3mm 計算值(%)	Thickness=5mm 計算值(%)	理論 值(%)	Thickness=3mm 計算值(%)	Thickness=5mm 計算值(%)			
Phantom 1	16	0	0	0	96.307	89.894	98.997			
Phantom 2	20	0	0	0	96.906	96.424	98.55			
Phantom 3	24	0	0	0	97.491	97.553	96.159			
Phantom 4	30	0	0	0	97.9	97.992	98.503			

表 2 腫瘤偵測之比較

模版直徑 =11mm			模版直徑 =6mm			
TP	FP	FN	TP	FP	FN	
case 1	1	1	0	1	4	0
case 2	1	2	0	1	5	0
case 3	1	1	0	1	4	0
case 4	0	2	1	1	1	0
case 5	1	2	0	1	3	0
case 6	1	2	0	1	3	0
case 7	1	1	0	1	4	0
case 8	1	2	0	1	5	0
case 9	1	1	0	1	6	0
case 10	1	1	0	1	5	0

Pit surface、Saddle ridge 和 Saddle valley 之誤差偏大，因此其 Flat surface 所佔之比例便較小，但當切片厚度大時，我們擷取假體中間部分，其張數少且表面資訊少，因此絕大部分之表面皆為上下兩張 Slices 之表面即為 Flat surface，所以當切片厚度為 5mm 時，其 Flat surface 比理論值大。

二、臨床病例之測試結果

(一) 模版大小之影響

在本研究中針對模版直徑大小為 6mm 和 11mm

兩種來進行偵測比較，隨機選取 10 位病例，並針對有腫瘤之切片影像進行偵測測試，其結果如表 2 所示。由表得知，當比較模版之直徑較小時，系統所偵測之 FP 值較高，原因是肺間質區域內有許多小血管，因此當模版較小時，容易圈選到肺實質周圍及肺內之血管。

(二) 二維影像分析與三維曲率計算之特徵分析

在臨床病例實驗方面，由於台大醫院醫學影像部所提供之肺癌病例多為病灶複雜之影像，即一般臨床比較不易由影像鑑別出良惡性之病例，必需藉由切片才可確定。因此本研究第一階段先進行影像篩選，挑出良惡性特徵有較明顯差異之病例，分別有切片厚度為 3mm 的 29 病例（其中良性為 11 例，惡性 18 例）及切片厚度為 5mm 的 43 病例（其中良性為 14 例，惡性為 29 例）。其中並分別篩選出 20 個及 19 個病例提供類神經網路訓練，其餘作為鑑別測試之用，之後再進行影像分析。

本研究結合二維影像分析與三維曲率計算之特徵分析，切片厚度為 5mm 之腫瘤特徵分析如圖 8。由圖可知良性腫瘤之 Entropy 明顯比惡性腫瘤高，而橢圓標記處乃為發炎性與纖維化之腫瘤，其影像如圖 9 所示，其影像紋理相當不均勻。切片厚度為 3mm 之腫瘤特徵分析如圖 10，可以得知惡性腫瘤之 Saddle ridge 明顯比良性腫瘤高，而橢圓標記處為鈣化之腫瘤，如圖 11 所示，其影像對比度高導致影像之 Entropy 降低。

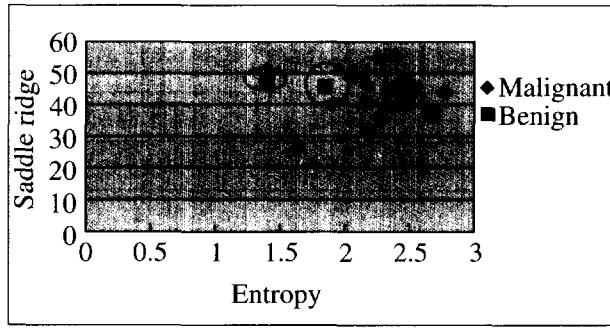


圖 8 Thickness=5mm 之特徵參數 Saddle ridge 與 Entropy 之對應圖

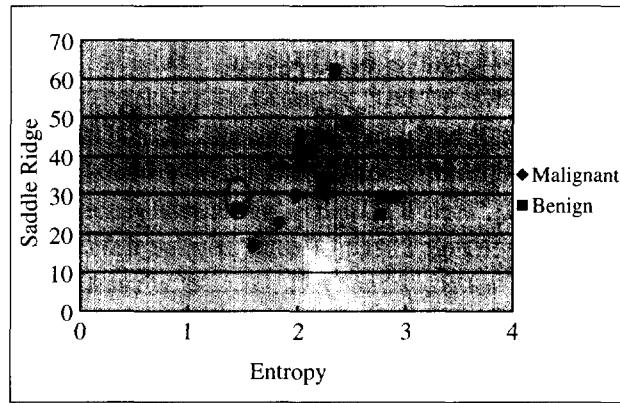


圖 10 Thickness=3mm 之特徵參數 Saddle ridge 與 Entropy 之對應圖

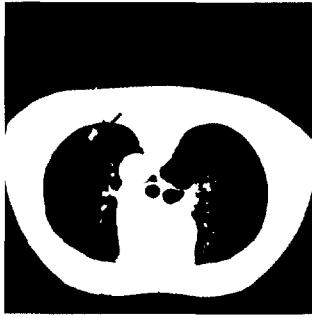


圖 9 良性腫瘤之 CT 影像（箭頭所指為發炎性及纖維化腫瘤）

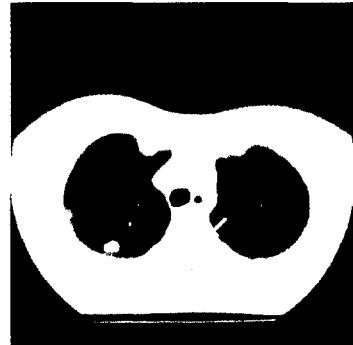


圖 11 良性腫瘤之 CT 影像（箭頭所指為鈣化腫瘤）

實驗結果發現，當腫瘤外圍輪廓越不規則，其 Saddle ridge 和 Saddle valley 的百分比越高，也由文獻[12]驗證，Saddle valley 和 Saddle ridge 所佔之比例越大越有可能為惡性腫瘤，因為腫瘤之輪廓不規則會導致 Saddle ridge 和 Saddle valley 的百分比升高；另一方面，由本實驗結果也發現，良性腫瘤之 Contrast 平均上比惡性腫瘤低，而 Entropy 比惡性腫瘤高，其原因是良性腫瘤之紋理較惡性腫瘤均勻，又由文獻[17]得知，影像越均勻其 Entropy 越大且 Contrast 越小。

(三)系統鑑別診斷之評估

系統鑑別診斷之評估，分為兩部分：

1. 針對測試病例切片厚度為 5mm 之 24 病例（其中良性為 7 例，惡性 17 例）進行鑑別測試，得到結果為正確率為 0.833，敏感度為 1 和系統之信賴度 Kappa 值為 0.515，而切片厚度為 3mm 之 9 病例（其中良性為 5 例，惡性 4 例），進行鑑別測試，得到

其結果為正確率為 0.67，敏感度為 1 和系統之信賴度 Kappa 值為 0.378。其中導致 Kappa 值降低之原因為測試病例數不多及良性病例中多為發炎型與纖維化之腫瘤；

2. 分別由不同切片厚度之病例各隨機選取 20 cases，透過系統所訓練之系統進行鑑別診斷結果與臨床放射科醫師之診斷做比較。隨機選取之病例為 Thickness=5mm 之 20 病例（其中良性為 5 例，惡性 15 例），其結果如表 3 所示。其中系統所診斷之 3 個 FP 為醫師診斷亦得到相同結果，為纖維化與發炎性腫瘤，其外觀和大小與惡性腫瘤皆極為相似；Thickness=3mm 之 20 病例（其中良性為 4 例，惡性 16 例），其結果如表 4 所示，其中系統所診斷之 2 個 FP 為纖維化與空洞型之良性腫瘤，而臨床醫師所遺漏的 1 個 FN（如圖 12 所示），乃因為 size 過小，

表 3 Thickness=5mm 之腫瘤影像在系統與臨床放射科醫師的比較之評估

	系統	臨床醫師
TP	15	15
TN	2	2
FP	3	3
FN	0	0
Sensitivity	1	1

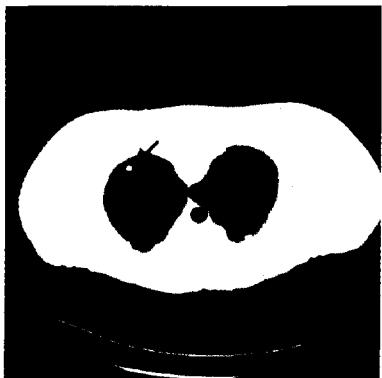


圖 12 惡性腫瘤影像（箭頭所指為腫瘤）

由肉眼不易觀察出來，但因本系統計算其影像紋理與三維表面特徵，因此可以成功的判斷出該腫瘤為惡性腫瘤。

除此之外，本系統亦提供 3-D color tagging 來顯示腫瘤之表面形態，利用曲率之計算講腫瘤表面特徵區分為四種 Peak surface (黃色)、Pit surface (綠色)、Saddle ridge (藍色)、Saddle valley (紅色)，如圖 13 所示。其效能仍有待更進一步由臨床醫師確認。

肆、結論

本研究之完成結合了二維影像之分析與三維形態之分析，除了利用曲率分析來提供三維表面形態之特徵，來進行腫瘤之表面形態之分析，也加入似圓性與腫瘤之大小估算之特徵及影像紋理之分析，使鑑別之正確率更加提高。系統完成後之貢獻在於

表 4 Thickness=3mm 之腫瘤影像在系統與臨床放射科醫師的比較之評估

	系統	臨床醫師
TP	16	15
TN	2	4
FP	2	0
FN	0	1
Sensitivity	1	0.9375

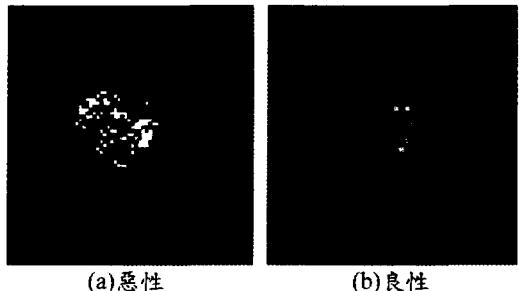


圖 13 3D color tagging

提供臨床醫師一套三維肺臟腫瘤輔助分析系統，並能提供輔助鑑別腫瘤良惡性之功能，及提供病人治療前後之治癒追蹤。

由實驗結果顯示，在未來仍有幾個改進之方向，首先針對本研究所開發之系統仍使用半自動邊緣偵測方法，且在參數擷取部分亦為手動執行及選擇，因此在使用上必需先進行訓練，以確定能快速且正確的使用本系統。其次，本系統目前對於較不規則之良性腫瘤較無法正確的做出判斷，乃因為病例數不夠多之原因，因此未來可以增加病例數之收集，來提高類神經網路訓練之價值。第三部分，由於本研究目前只運用了 11 個參數來訓練，未來應可以加入更多的特徵分析，使系統之準確性提高。最後，由實驗結果可以發現，切片厚度對於特徵參數之擷取的影響，乃是因為重建時之線性補差法所導致，所以未來可以使用其他不同差值法來進一步討論其影響。

此外，隨著電子病歷與資料庫系統之進步，若能配合所收集之腫瘤參數結合病歷資料庫及

DICOM 影像資料庫，使系統在臨床運用上更具價值，相信這對於醫院及臨床醫師的使用上會有更好的幫助。

誌謝

本研究承蒙國科會經費補助，編號為 NSC91-2213-E-033-053，特此致謝。

參考文獻

1. M. D. Seemann, A. Staebler, T. Beinert, H. Dienemann, B. Obst, M. Matzko, C. Pistitsch, and M. F. Reiser, "Usefulness of morphological characteristics for the differentiation of benign from malignant solitary pulmonary lesions using HRCT", European Radiology 1999, vol. 9, issue 3, pp409~417.
2. 張竣隆，“形變模型分析法於肺臟腫瘤影像之三維物件偵測”，中原大學醫學工程研究所碩士論文，中壢，民國八十八年。
3. 王峻峰，“單發性結節的智慧型型態鑑別方法”，中山大學機械工程研究所碩士論文，高雄，民國八十八年。
4. 莊美恩，“影像處理在肺部腫瘤偵測之應用”，中原大學醫學工程研究所碩士論文，中壢，民國八十九年。
5. 陳逸雯，“肺部腫瘤偵測之電腦輔助診斷系統”，中原大學醫學工程研究所碩士論文，中壢，民國九十一年。
6. 趙一平，“肺臟斷層影像之電腦輔助分析”，中原大學醫學工程研究所碩士論文，中壢，民國九十二年。
7. S. S. Siegelman, E. A. Zerhouni, F. P. Leo, N. F. Khouri, and F. P. Stitik, "CT of the solitair pulmonary nodule", AJR 1980, vol.135, pp1~13.
8. M. D. Seemann, A. Staebler, T. Beinert, H. Dienemann, B. Obst, M. Matzko, C. Pistitsch, and M. F. Reiser, "Usefulness of morphological characteristics for the differentiation of benign from malignant solitary pulmo-
- nary lesions using HRCT", European Radiology 1999, vol. 9 , issue 3 , pp409~417.
9. T. Tozaki, Y. Kawata, N. Niki, H. Ohmatsu, R. Kakinuma, K. Eguchi, M. Kaneko, and N. Moriyama., "Pulmonary organs analysis for differential diagnosis based on thoracic thin-section CT images", IEEE Trans. Nuclear Science, December 1998, pp3075~3082.
10. Y. Kawata, N. Niki, H. Ohmatsu, R. Kakinuma, K. Eguchi, M. Kaneko, and N. Moriyama, "Quantitative surface characterization pulmonary nodules based on thin-section CT image", IEEE Trans. Nuclear Science 1998, vol.45, pp2132~2138.
11. Y. Kawata, N. Niki, H. Ohmatsu, M. Kusumoto, R. Kakinuma, K. Mori, H. Nishiyama, K. Eguchi, M. Kaneko, and N. Moriyama, "Surrounding structures analysis of pulmonary nodules using differential geometry based vector fields", Image Processing, 2000 International Conference on, vol.3, pp424~427, 2000.
12. Y. Kawata, N. Niki, H. Ohmatsu, M. Kusumoto, R. Kakinuma, K. Mori, H. Nishiyama, K. Eguchi, M. Kaneko, and N. Moriyama, "Analysis of pulmonary nodule evolutions using a sequence of three-dimensional thoracic CT images", MICCAI 2001, LNCS 2208, pp103~110.
13. J. P. Thirion and A. Gourdon, "Computing the differential characteristics of isointensity surface", Comput. Vision and Image Understanding,1995, vol.61, pp190~202.
14. 張財榮，“使用 VRML 軟體元件之 3D 醫學影像模型重構技術的研究與應用”，成功大學電機工程研究所碩士論文，台南，民國八十八年。
15. R. S. Wright, Jr. and M. Sweet ,大新資訊譯，OpenGL 超級手冊，第二版，碁峰資訊，台北，2000 。
16. B. Dawson-Saunders and R.G. Trapp, Basic and Clinical Biostatistics, Appleton & Lange, East Norwalk, CT, 1990.
17. 林宸生，數位信號 - 影像與語音處理，全華出版社，台北，民國 86 年 12 月。

The 3D morphological analysis method for pulmonary nodule diagnosis

CHIA-FEN YEH, HUAN-HSUN CHENG, AND JENN-LUNG SU

*Department of Biomedical Engineering
Chung Yuan Christian University
Chung-Li 32023, Taiwan, R.O.C.*

YEUN-CHUNG CHANG

*Department of Medical Image
National Taiwan University Hospital
No. 7, Chung San South Road, Taipei*

ABSTRACT

A pulmonary nodule diagnosis system which based on 3D morphological analysis method for CT image of lung was presented in this paper. Image process technologies, which include image enhancement, semi-automated edge selection, Gaussian smoothing, curvatures calculation, circularity, texture count were used to analysis the shapes of lung nodules. Moreover, mean density, circularity, Gaussian curvature and mean curvature of reconstructed 3-dimension images of chest and nodules provided the observation in morphology. Finally, a Back Propagation Neural Network model was implement for the diagnosis of lung nodules. Preliminary results showed that the accuracy was 0.67, sensitivity was 1 and Kappa is 0.378 for 3mm section thickness lung nodules testing cases. For 5mm section thickness lung nodules testing cases, accuracy was 0.833, specificity was 1 and Kappa was 0.515. From results, we also found that the characteristics of the calcification nodes of benign nodules, bacterial affection and fibered types were similar to malignant nodules, hence, this lower accuracy were obtained in this system.

Key words: *CT image, Curvature calculated, Texture analysis, Back Propagation Neural Network, pulmonary nodule.*

