

以型態與 K-曲率為基礎達成肺部實體之完整分割

陳偵文	張東浩	吳御邦	陳弘昇	胡文品*
亞洲大學	彰化基督教醫院	亞洲大學	亞洲大學	亞洲大學
生物資訊系	腫瘤中心主任	生物資訊系	生物資訊系	生物資訊系
Saigl10911	81006	artery526	fj806010	Wenpinhu
@yahoo.com.tw	@cch.org.tw	@hotmail.com	@hotmail.com	@asia.edu.tw

摘要

肺癌，在全世界都是屬於發生率高且死亡率也是最高的疾病。肺癌的診斷可以使用胸部 X 光或是電腦斷層(CT)掃描來檢查，而所檢查出的肺部結節，很難判斷是否為肺癌，雖然目前已經有開發出電腦輔助診斷(CAD)系統，來輔助醫生透過電腦來做肺癌的判斷，而在肺癌病例中，粘連型結節在電腦輔助診斷系統中進行自動化影像分割時，常將這類的結節當作是胸膜或是縱隔表面的一部份，因而被排除在分割出的肺實體之外。造成粘連性結節往往很難偵測到。為了解決此一問題，在本研究中運用了型態學與邊界曲率的計算，來實現肺實體的完整分割，以達到肺部分割的完整性與準確性，同時也有助於改善電腦輔助診斷。

關鍵詞: 電腦輔助診斷、粘連型結節、曲率、影像分割。

Abstract

Lung cancer is the leading cause of cancer with high mortality and incidence in worldwide. Lung cancer can be diagnosed through chest x-ray or computerized tomography (CT). However, the most difficult thing in lung cancer examinations is to differentiate lung nodules. Nowadays, some computer-aided diagnosis (CAD) systems has

been developed to facilitate physicians to diagnose lung cancer. In lung cancer cases, some nodules attach to lung boundary in the medical images are usually segmented as a part of pleura or peritoneum. This drawback causes that these nodule are excluded from lung parenchyma, which significantly influences the accuracy of CAD in nodule detection. This article presents a method combined with morphology and boundary curvature calculation for improving the integrity of lung parenchyma segmented from the medical images. By doing this way, most attached nodules can be included in the segmented lung parenchyma that is beneficial in achieving the integrity and accuracy of lung segmentation, and in improving the performance of the CAD system.

Keywords: computer-aided diagnosis, attached nodule, curvature, image segmentation.

1. 前言

隨著電腦輔助診斷系統的進步，CAD 能提供醫師有效的加快診斷時間，且提高辨別率，而肺癌主要分為兩種類型，一種為孤立型結節、一種為粘連型結節。但是在肺癌病例中，由於粘連型的結節連接在胸膜的上部或是支氣管上，

這樣會導致 CAD 系統辨別困難，這種情況一直是大家所要克服的問題，所以要實現一個可靠的 CAD 系統必須要準確的把 CT 影像的肺部區域正確分割出來。

現有的肺部區域分割方法主要包括有手動分割[1]、3D 區域成長法[2]、半自動分割[3]、閾值法[4]、snake 為基礎[5]、Qiang Li[6]等幾種方法。手動分割雖然準確性高，但費時、費力，只能適用於少量的 CT 影像。3D 區域成長法，是屬於半自動分割，它須使人工的方式來決定生長種子點，使其所選擇的種子點慢慢擴散以達到所要的效果。半自動分割跟 3D 區域成長法類似，都是屬於前面需要人工的方式來決定其所需要的位置，分割結果的客觀性受到考驗，且所需時間要較長。閾值法不能有效的去除支氣管及軀幹外的部分，且閾值的選擇對分割的結果也影響較大。而使用 snake 的方法，對閾值的選擇影響也相當大，因為 snake 這方法是依照閾值去進行收斂的動作，如果採用自動的方法去收斂，可能會導致肺部支氣管部位無法去除，如要得成完美去除，則須採取手動的方式，進行圈選動作。而 Qiang Li 所提出的方法，則是採取尋找邊界順、逆時鐘的終點值，來達成取得肺部實質的動作，但有可能導致其肺部影像提取不完整，因為上述的幾種方法幾乎都是採取半自動或者是手動的方式進行分割，且有可能導致肺部實體提取不完整，所以本文採取的方法是去計算其邊界曲率等方式，來達到自動完成肺部實體完整分割的動作。

2. 材料與方法

所有的實驗皆在 CPU 2.8GHZ 上之 Microsoft XP 作業系統中，以 MATLAB 7.0 撰寫及執行完成。本實驗肺部 CT 影像均來自於彰化基督教醫院影像放射中心，影像大小為 512 x 512，影像厚度為 5 mm，影像格式為 DICOM。再將 DICOM 格式的影像轉換為 JPG 檔以利電腦作

業。本文所採取的方法，是以曲率為基礎[7、8]，根據背景去除後，所得到的肺部區域影像，來計算其肺部區域的轉角點，並計算其斜率來達到快速且精確分割肺部區域的效果。主要分為幾個步驟，首先須對 CT 影像做預處理，使其得到均勻的影像，以利接下來的影像分割處理工作。其具體流程如圖 1 所示。第二步驟，就是把肺部影像中受粘連型結節所影響的位置使用曲率的方法來進行修補動作。

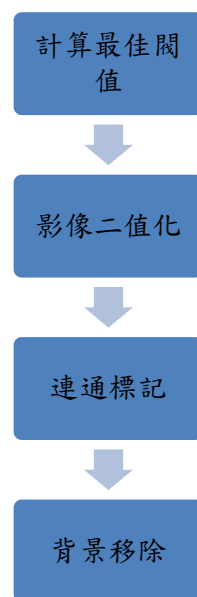


圖 1. 為肺部 CT 影像分割前的基本步驟

2.1. 計算最佳閾值

影像處理最重要就是把原始肺部CT影像圖 2(a)二值化，因為二值化的優劣與否通常直接影響影像的識別，所以二值化是一項相當重要的工作。而要使二值化達到最佳化需要計算最適合的閾值，本研究所採取的方法是使用otsu用的統計方法[9]來對其影像之像素分佈來做運算。先假設 T_i 表示第 i 次迭代得到的閾值， u 、 v 分別表示第 i 次分割的影像前景和背景的CT平均值，則為第 $i+1$ 次的迭代的閾值 $T_{i+1} = (u + v) / 2$ 。設 $T_0 = 0$ ，迭代過程循環到 $T_{i+1} = T_i$ 則停止，即得到最佳閾值 $\text{threshold} = T_i$ 。如圖 2(b)。

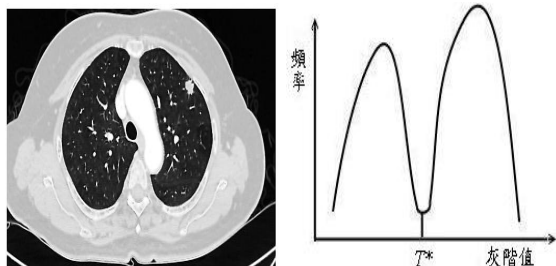


圖 2(a)為肺部 CT 影像原始圖案；(b)為 Threshold 示意圖。

2.2. 影像二值化

使用所求取的最佳閾值(Threshold)來對影像進行二值化，假設原來的灰階圖為F，其中任何一個像素f(i, j)的亮度值都是介於[0, 255]之間。此外再假定二值化的過程用的threshold為T，二值化以後的影像為b(i, j)。則實際的二值化運算式為：

$$b(i, j) = \begin{cases} 1 & \text{if } f(i, j) \leq T \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2-1)$$

再對影像進行二值化，影像之二值化可定義為將原本明亮度值介於[0, 255]之間的數值對應轉換至 0 與 1 這個兩個值，大於T則為 1、小於T則為 0，在此 0 代表黑，1 代表亮。二值化轉換的明亮度對應轉換保留了明亮度由黑到白的次序，一張影像的明亮度是在區間[0, 1]的有理數。其無數值的地方變成黑的，而要取之範圍為前景則為白色，而白色所在的位置就是我們所需要處理的位置。如圖3。



圖 3 為肺部 CT 影像經由最佳化閾值所得到的二值影像。

2.3. 連通標記

連通標記(Connected Components Labeling)是在影像處理中經常使用到的處理，像素間的連通性是用於確定影像中物體邊界和區域組成成分的重要概念。要判斷兩個像素是否連通，必須要確定它們是否在某種意義中相鄰，而其方法是經由一個只有 0 和 1 的二值化影像來當輸入端，經過運算後得到一張以符號為表示的符號影像如圖 4。

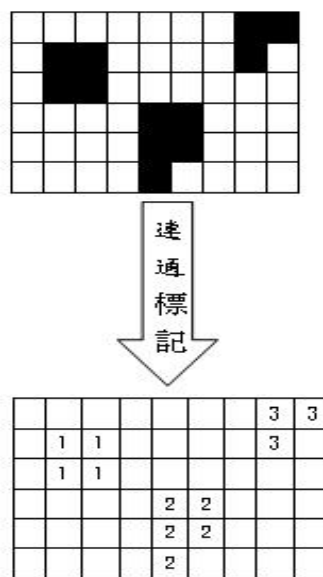


圖 4. 為連通標記示意圖。

目的是將二值影像(白色影像為 1；為物體。黑色影像為 0；為背景)中根據兩種規則 4 連通或是 8 連通把所有相鄰的白色像素(Pixel)給予一個相同的編號。而 4 連通的定義是周圍必須要有 4 個相鄰的點，它才會把它算為同一編號，而 8 連通的定義則為周邊須要有八個相鄰點，才屬於相同編號。如圖 5。而本文所採用的方法為 8 連通的方式來進行連通標記的動作。

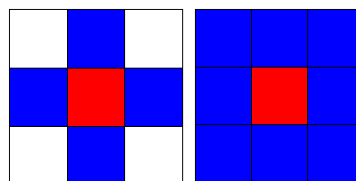


圖 5. 左圖為 4 連通；右圖為 8 連通。

2.4. 背景移除

這個應用是用來移除和影像邊界接觸的物體，對其物體進行遮罩處理，以達到我們想要的影像，假設我們使用原始的影像來當作遮罩，而它標記的影像就會被定義為：

$$fm(x, y) = \begin{cases} f(x, y) & \text{若}(x, y)\text{在} f \text{的邊界上} \\ 0 & \text{其他狀況} \end{cases} \quad (2-2)$$

這個方法可以抑制其周圍比它還要亮以及連接到影像邊界的結構，使其達到影像去除的效果，這方法所得到的 CT 影像如圖 6(a)所示。

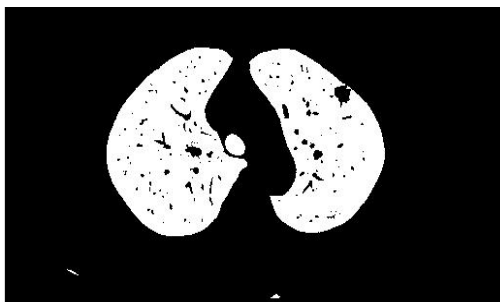


圖 6(a). 為支氣管干擾之影像。

但是所得到的影像會參雜到如支氣管的孔洞或是肺部外圍所殘留影像所干擾，所以需要配合上面 2.3. 連通標記的處理。再次計算其連通各個標記的像素總合，比較其像素總和的最大值，就可以得到我們所需要的影像部位提取出來。這樣就可以達到背景去除的效果。圖 6(b)。

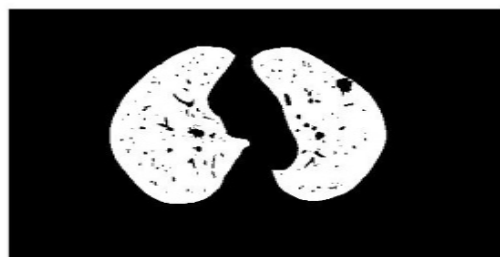


圖 6(b). 為經由背景去除後並去除干擾所取得的肺部區域。

但由於影像受到粘連型結節的影像在圖 6 右上角的位置上，造成一個凹槽。其原因是因為 CT 原始影像有粘連型的結節連接在其胸膜表面如圖 7 所示。所以導致經由背景去除時會導致其肺部影像造成凹槽，此干擾有可能會造成電腦輔助診斷判斷錯誤認為是正常組織的一部分。

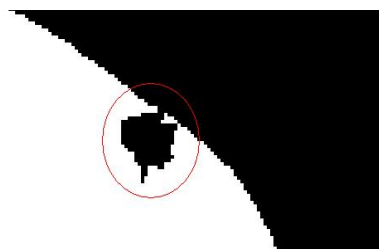


圖 7. 為影像被粘連型結節所造成之凹槽。

所以本文所提出的方法可以對肺部影像的凹槽外邊界外圍進行填補的動作，使 CT 肺部區域的影像可以完整提取，以利電腦輔助診斷系統能不被粘連型的結節所干擾，而增進其診斷準確率。

因發現其肺部 CT 影像被粘連型結節所干擾所以我們採用第二步驟，將肺部 CT 影像經由背景移除後所得到的影像，進行邊界連通、邊界曲率等步驟如圖 8。來完成肺部實質區域的提取。

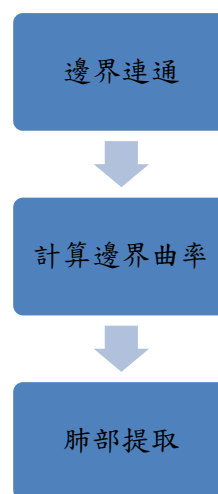


圖 8. 為第二步驟流程圖。

2.5. 邊界連通

此方法就像是本文 2.3. 所提到的連通標記的延伸，其方法是以鏈碼的方式依照順時鐘方向或是逆時鐘方向進行邊界輪廓的搜索，其概念為從二值化影像挑一起始點，沿著物體的邊界尋找二值影像外圍為 1 的數值且未經連通編號的像素，進行標記的動作，並利用其連通標記的原理，尋找其相鄰點，然後一直進行直到找回起始點為止，這樣就可以得到其影像的邊界連通。如圖 9 所示。

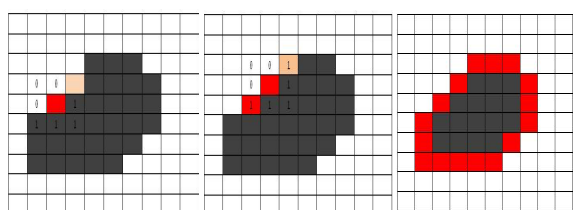


圖 9. 為邊界連通行進過程。

我們就可以利用上述的方法來得到肺部 CT 影像的邊界連通的值，我們在提取連通編號為 1 的數值就可以得到其影像邊界的座標，取其座標我們就可以得到其邊界輪廓，如圖 10。也可以利用其邊界座標以計算其邊界曲率來得到其物體的轉角點。

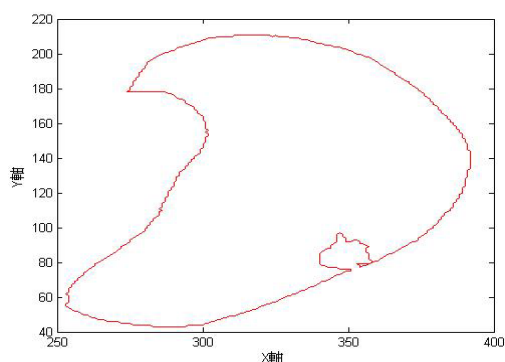


圖 10. 為經由邊界連通後所提取的肺部 CT 影像。

2.6. 計算邊界曲率

取得所有邊界座標點後，我們就開始就計

算其曲率，本文曲率的計算是採用 K-曲率[7]來計算其輪廓點的曲率，假設一物體的邊界定義為 $S=(x_i, y_i), i=1,2,3,\dots,n$ 個座標的點，延著輪廓路徑長度前後設定 K 個像素的長度計算兩向量夾角的餘弦值，其計算公式為：

$$\begin{aligned} a_i &= (x_i - x_{i+k}, y_i - y_{i+k}) \\ b_i &= (x_i - x_{i+k}, y_i - y_{i+k}) \quad (2-3) \\ c_i &= \cos \theta = \frac{(a_i * b_i)}{\|a_i\| * \|b_i\|} \quad \text{and } -1 \leq c_i \leq 1; \end{aligned}$$

c_i 代表由座標軸(x,y)點上兩個向量 a_i 和 b_i 所形成夾角之餘弦函數， c_i 介於-1和1之，當 c_i 越靠近-1時表示 a_i 和 b_i 兩個向量形成之夾角 θ 接近於 180° 。且為於一直線上，當 c_i 值接近於0時，則代表 a_i 和 b_i 兩個向量形成的夾角 θ 接近於 90° ，若 c_i 值接近於1時，則表示 a_i 和 b_i 不在一條線上，由此可知，當 c_i 越大時，曲線彎曲度越急速，故求得物體輪廓上每一點的餘弦函數($\cos \theta$)值，即近似於每一點的K-曲率值。一旦計算出所有輪廓點的曲率後，接著就計算邊角誤差以求得轉角點，其臨界值公式為：

$$T = \cos(2 * \cos^{-1}(C/k_{max})) \quad (2-4)$$

C的理想值為1~2， k_{max} 為臨界值，本文臨界值是給定的，所以並不須求臨界值的上下限值，本文 k_{max} 設為4，轉角點等於於曲率>T，算出轉角點後根據曲率值來算其斜率來達成補線的動作。

$$\begin{aligned} y &= ax + b \\ \text{即} & \quad (2-5) \\ m &= \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \end{aligned}$$

補線時必須滿足兩個條件。(1)A 和 B 任兩點其距離必須<30,(2)A 和 B 任兩點連線時中間值必須都為 0。

3. 結果與討論

從取得的肺部CT影像中挑選三個病例影像透過使用上面所敘述的方法對CT影像計算處理後得其曲率及臨界值比對後，找出其轉角點的位置。分別為圖13(a), 13(b), 13(c)。

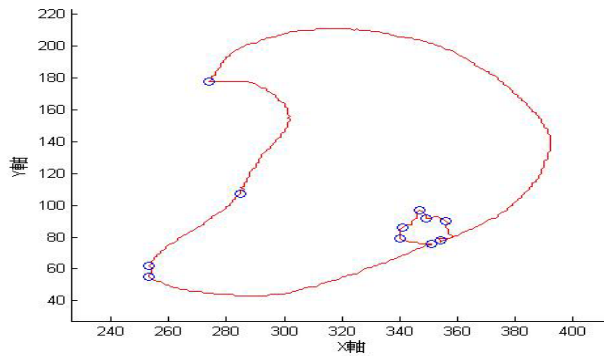


圖13(a). 為病例一，肺部邊界轉角點位置。

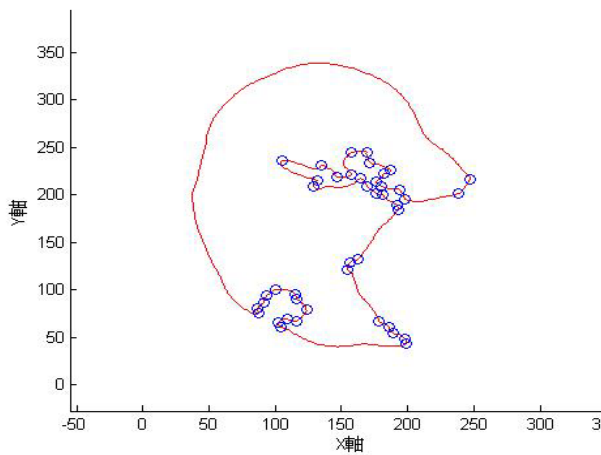


圖13(b). 為病例二，肺部邊界轉角點位置。

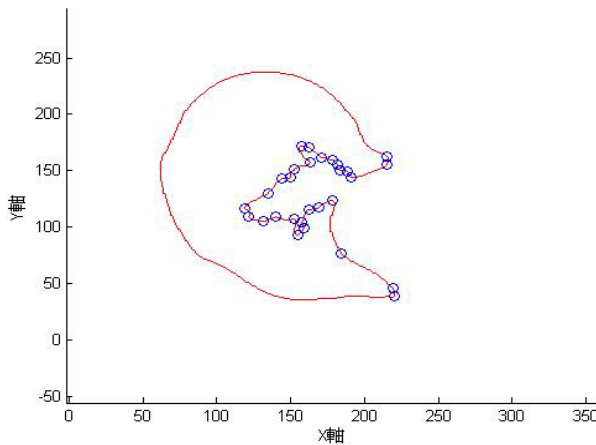


圖13(c). 為病例三，肺部邊界轉角點位置。

並針對其圖13(a), 13(b), 13(c)得14(a), 14(b), 14(c)所示之曲率圖，其波峰為影像邊界曲線凸點位置，波谷為邊界曲線凹點位置，然後取其所有波峰的轉角點做斜率運算。

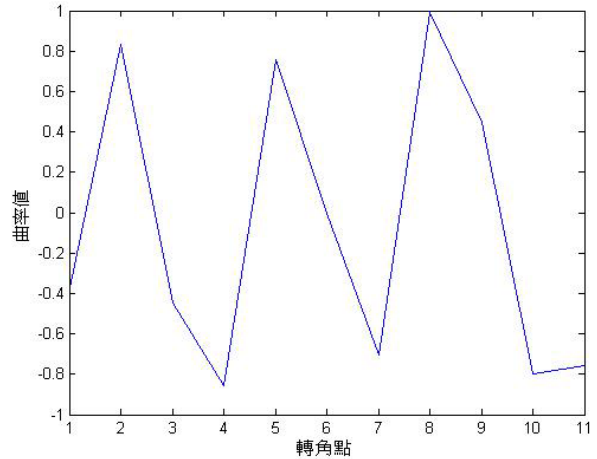


圖14(a). 為病例一，曲率圖。

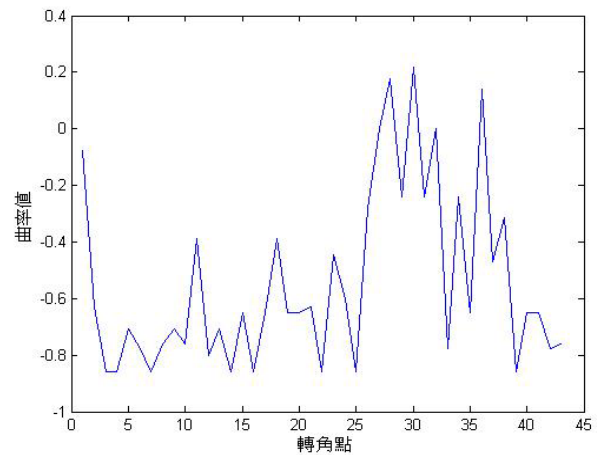


圖14(b). 為病例二，曲率圖。

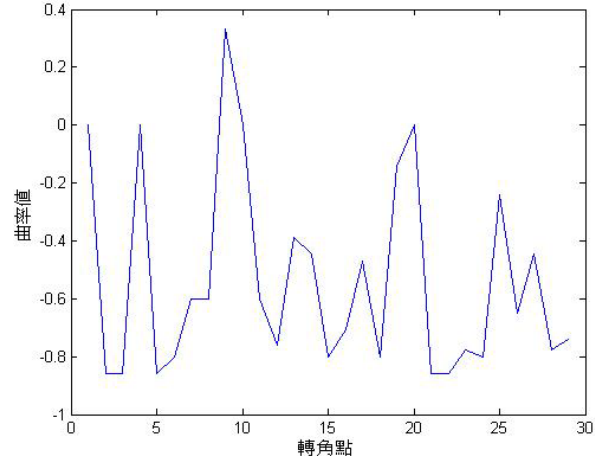


圖14(c). 為病例三，曲率圖。

並根據方法2.6所敘述的條件進行補線動作，必須滿足兩個條件。(1)A和B任兩點其距離必須 <30 ，(2)A和B任兩點連線時中間值必須都為0。最後再進行缺口填補。如圖15(a), 15(b), 15(c)。



圖15(a). 為病例一，經過補線動作。



圖15(b). 為病例二，經過補線動作



圖15(c). 為病例三，經過補線動作

在跟原始圖進行比對動作，就可以完整取出肺部實質。如圖16(a), 16(b), 16(c)。

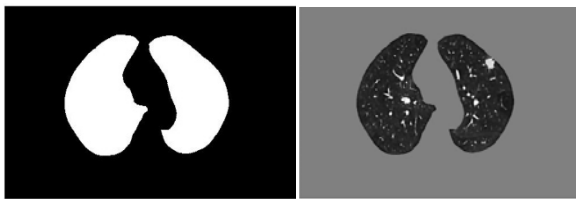


圖16(a). 為病例一，左圖為經過缺口填補後之影像；右圖肺部實質影像。

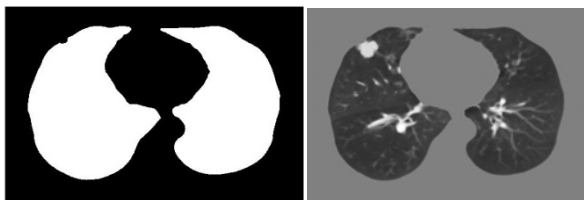


圖16(b). 為病例二，左圖為經過缺口填補後之影像；右圖肺部實質影像。

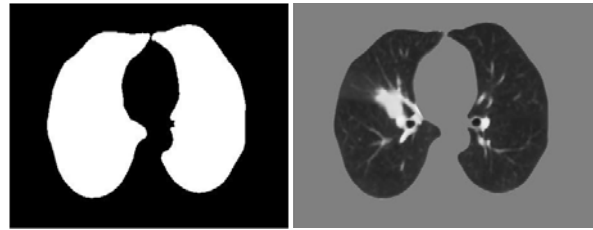


圖16(c). 為病例三，左圖為經過缺口填補後之影像；右圖肺部實質影像。

經過實驗證實，本方法確實可以有效的提取其肺部實質。

有很多文獻都是採用區域成長法，雖然區域成長法也是一種有效的方法，但是區域成長法需要手動去確定每張影像的種子點，才能提取影像，且針對粘連型結節卻是比較困難，因為會受到閾值..等因素影響，導致影像萃取過頭或是不足。而本研究方法，雖然需要分開左右肺單獨計算，但是跟區域成長法比較起來，卻是速度快了許多，且也可以順利的取得被粘連型結節所干擾的肺部影像。

4. 結論

本篇的架構在曲率的基礎上，延伸出新的處理肺部 CT 影像分割的方法，而本方法可以完整的取得受粘連型結節所影響的肺部實體，使得電腦輔助診斷(CAD)系統可以增加其準確度，減少粘連型結節因影像分割技術影響而遺漏於肺部實體之外，有助於協助醫師對於肺結節的判讀。

參考文獻

- [1] Adams H , Bernard MS , McConnochie K. "An appraisal of CT pulmonary density mapping in normal subject." Clinical Radiology , 43(4): 238-242 ,1991 .
- [2] Kalender WA , Ficht H , Bautz W ,et al . "Semiautomatic evaluation procedures

- for quantitative CT of the lung.*”
Computer Assist Tomography ,15(2) :
248-255 ,1991 。
- [3] Coxson HO , Mayo JR , Behzad H , et al .
“*Measurement of lung ex-pansion with
computed tomography and comparison with
quantitative histology.*” Appl Physiol ,79(5):
1525-1530,1995` 。
- [4] Zhao B , Yankelevitz D , “*Two-dimensional
multi-criterion segmentation of pulmonary
nodules on helical CT images.*” Medical
Physics ,26(6) : 889-895 ,1999 。
- [5] Kass M, Witkin A, Terzopoulos D: “*Snakes:
Active Contour Models,*”International Journal
of Computer Vision, 321-331,1988 。
- [6] Qiang Li, Feng Li, Kunio Doi, “*Computerized
Detection of Lung Nodules in Thin-Section
CT Images by Use of Selective Enhancement
Filters and an Automated Rule-Based
Classifier.*” Acad Radiol, 15:165–175, 2008 。
- [7] 柳美鈴。“*使用K曲率法則於二維物體的
分斷點偵測之研究。*”碩士論文。台中：
朝陽科技大學工業工程與管理技術系。
2000 。
- [8] Feldman J, Singh M. “*Theoretical note
Information Along Contours and Object
Boundaries.*”American Psychological
Association, 112(1): 243–252, 2005 。
- [9] N. Otsu, “*A threshold selection method from
gray level histogram,*” IEEE Transaction on
Systems, Man and Cybernetics, 9: 62-66,
1978 。