

흉부 X선 CT 화상을 이용한 肺腫瘍 경계 형상의 정량화

김 응 규

대전산업대학교 정보통신·컴퓨터공학부

Quantitation of Pulmonary Nodule's Border Structure by using Chest X-ray CT Images

Eung-Kyeu Kim

School of Information Communication and Computer Engineering, Taejon National Univ. of Tech.

Abstract - 흉부 X선 CT 화상을 이용한 肺腫瘍의 경계 형상을 정량적으로 평가하기 위하여 푸리에 변환된 肺腫瘍 음영의 윤곽선 내 power spectrum 고주파 성분의 총합이 폐종류 음영의 경계 형상에 관한 유효한 평가 값이 되는지의 여부를 검토하였다. 이 평가 값은 肺腫瘍 음영의 CT 화상 위의 특징을 명확히 반영한다고 판단된다. 양성 15명과 악성 16명인 환자 31명에 대해서 이 평가 값을 계산하여 통계적 처리를 행한 결과 양성과 악성 간에 뚜렷한 차이를 인식할 수 있었다. 이러한 제안된 평가 방법에 의해, power spectrum 고주파 성분의 총합이 肺腫瘍 경계 형상의 평가치가 되어, 정량적인 肺腫瘍의 양성과 악성 감별을 행할 때 유용한 값이 될 가능성을 시사한다고 볼 수 있다.

1. 서 론

최근, 肺腫瘍(結節)의 화상 진단에 있어서 X선 CT가 대단히 중요한 위치를 차지하고 있다. X선 CT는 공간 분해능이 뛰어나 폐영역 내의 미세구조를 묘출해 낼 수 있어 폐암의 존재 진단 및 질적 진단의 양쪽에 사용되고 있다[1-3]. 현재 CT 화상을 기초로 한 肺腫瘍의 양성과 악성 감별은 방사선과 의사에 의해 행해지고 있지만, 그 감별은 肺腫瘍의 CT 화상 상의 특징에 기초하고 있기 때문에 경험에 의한 주관적인 요소가 강하다. 또한, CT에 의한 화상 진단이 보급되고 있는 현재, 많은 양의 화상을 근거로 진단하는 의사의 부담도 증대되고 있다. 따라서, CT 화상을 컴퓨터로 처리함으로써 화상적 특징을 정량적으로 평가할 수 있는 물리량을 이용해서 진단 의사의 부담을 경감시킬 목적으로 컴퓨터 진단 지원(Computer Aided Diagnosis)에 관한 수많은 연구가 행해지고 있다. 본 연구에서는 腫瘍의 경계 형상을 정량화 하기 위해 肺腫瘍 음영의 윤곽선에 대해 푸리에 변환을 행한 후, 그것으로부터 얻어진 power spectrum의 고주파 성분에 착안하여, 그 총합을 경계 형상을 평가하기 위한 물리량으로서 도입하였다. 이 평가 값으로부터 양성 腫瘍에 비해 악성 腫瘍이 spicular와 notch 등을 수반하여 그 경계형상에 있어서 부정(不整)인 것이 많다는, 腫瘍의 경계 형상에 관한 CT 화상 상의 특징을 정량적으로 나타낼 수 있다고 판단된다. 이 값을 임상 증례로부터 산출, 통계처리하여 양성과 악성 간에 유의차가 있는지를 검토하였다. 또한 CT 화상으로부터 肺腫瘍의 윤곽선 획득 방법을 바꾸어 평가 값이 어떻게 변화하는지를 검토했다.

2. 실험방법

2.1 윤곽선추출

폐종류 음영의 윤곽선을 얻기 위하여 라플라시안·가우시안(Laplacian-Gaussian Filter:LGF) 필터를 이용한 처리를 행하였다. 이 LGF는 라플라시안·가우시안 함수 $\nabla^2 g$ 를 이용하는 필터이고, g 는 2차원 가우스 함수

$$g(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}\right) \quad (1)$$

이고, ∇^2 은

$$\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} = \frac{d^2}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{d}{dr} \quad (2)$$

인 라플라시안으로 단, $r^2 = x^2 + y^2$ 이다. 따라서,

$$\nabla^2 g(r) = -\frac{r^2 - 2\sigma^2}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{r^2}{2\sigma^2}\right) \quad (3)$$

그림 1에 라플라시안·가우시안 함수의 모양을 나타낸다. 이 $\nabla^2 g$ 와 CT 화상과의 convolution을 행한 결과로부터 영교차점(zero-crossing point)을 추출함으로써 윤곽선을 얻었다.

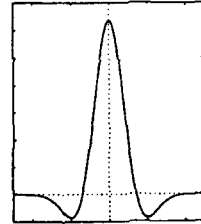


그림 1(a) 라플라시안·가우시안함수



그림 1(b) 라플라시안·가우시안함수 스펙트럼

그림 1. 라플라시안·가우시안 함수의 모양

또한, $\nabla^2 g$ 의 푸리에 변환(Fourier Transform) $G(u, v)$ 는,

$$G(u, v) = -4 \pi^2 (u^2 + v^2) \cdot \exp(-2 \pi^2 (u^2 + v^2) \sigma^2) \quad (4)$$

상기 식에서 σ 는 표준편차에 상당하는 파라메타로, 검출코자하는 공간주파수와 반비례 관계에 있다. 이 σ 를 변화시킴으로써 검출하는 공간주파수를 변화시킬 수 있다. 이러한 것은 腫瘍影의 농도 변화에 대한 공간 주파수의 검출을 가능케 함은 물론 잡음을 경감시키는 일도 가능하게 됨을 의미하고 있으며 또한 이 필터는 인간의 시각 특성에 관한 생리학적인 모델과도 일치하고 있어[4], 방사선과 의사의 독역에 가까운 결과를 얻을 수 있을 것으로 사료된다.

게다가, σ 의 값을 조금씩 변화시킨 몇몇 종류의 LGF와 화상과의 convolution 결과를 조합시킴으로써 폐 영역내의 미소한 농도 변화 영역을 제거하였다.

또한, 증예 중에는 그림 2에 나타낸 바와 같은 혈관이 腫瘍에 접속되어 있는 것도 있으나, 이러한 증예의 경우 혈관의 윤곽선을 제거하였다. 제거한 부분은 腫瘍 윤곽선이 불연속으로 되었지만, 보강은 행하지 않았다. 또한, 흉부벽에 광범위하게 접해있는 증예는 제거하였다. 腫瘍 윤곽선을 얻는 또 한가지 방법으로서 판별 분석법에 의한 문턱 값을 구해, 이 문턱 값으로 2치화 한 화상에 대해서 윤곽선 추적을 행하는 방법을 이용했다[5]. 이 방법은 LGF와 비교시 단시간에서 실행가능한 이점이 있다.

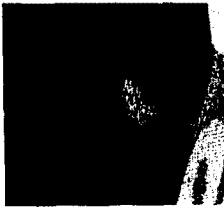


그림 2(a) 腫瘍를 포함한 ROI



그림 2(b) $\sigma=1.0$ 에서 LGF 사용 필터처리에 의해 추출된 그림 2(a)의 윤곽선

그림 2. 혈관에 접속되어 있는 腫瘍의 예

2.2 푸리에 변환

본 연구에서, 腫瘍의 경계형상만을 평가대상으로하기 위해, 앞에서 기술한 대로 혈관의 윤곽선을 제거하였다. 이 때문에 腫瘍 윤곽선은 반드시 폐곡선으로 되지 않았다. 이 경우, 패턴 인식 분야에서 일반적으로 행해지고 있는 바와 같이, 연속적인 폐곡선 형상을 폐곡선으로서 극좌표 표현하여, 이것을 푸리에 변환하여 기술하는 방법을 이용할 수가 없었다. 그래서, 필터 처리, 단순 2치화의 2가지 방법으로 얻어진 腫瘍 윤곽선을 화상으로 하여 2차원 이산 푸리에 변환 하였다. 이 방법에서는 윤곽선이 불연속 이었어도 큰 문제시 되지 않았고, 연속적

인 것과 동일한 방법으로 정량화 가능하다는 특징이 있다.

푸리에 변환에 의해 얻어진 power spectrum의 고주파 성분을 가산하여 평가 값으로 하였다. 화상 f_i 의 fourier power spectrum을 $\|F_i\|^2$ 으로 하면,

$r^2 = k^2 + l^2$ 으로 정의되는 주파수 평면 원점으로 부터의 거리 r^* 이 큰 부분이 고주파 성분에 대응한다.

3. 실험 대상 및 결과

실험 대상인 CT 화상은 양성(良性) 15개의 증예와 惡性 16개의 합계인 31개 증예이다. 양성 증예는 폐過誤腫, 악성 증예는 폐암으로, 슬라이스 두께는 1mm이고, 픽셀 사이즈는 0.3255 mm이다.

실험 결과에 대해서 우선, LGF와 단순 2치화를 이용해서 얻어진 腫瘍 윤곽선의 예를 그림 3과 그림4에 나타낸다. LGF를 이용한 경우, σ 값이 감소함에 따라 폐 영역 내외의 미소 농도변화 부분도 추출하게 되는 것, 腫瘍의 경계부분에 관해서는 spicula 등 미세구조를 양호하게 검출하고 있다. 이것에 대해, 판별 분석법을 이용한 단순 2치화 화상에 대해서 윤곽선 추적을 행함으로써 얻어진 腫瘍 윤곽선은 腫瘍의 대략적인 모양을 나타내는 정도이고, 경계부분의 미세구조에 이르기까지 검출하고 있지는 않다.



그림 3(a) CT 원화상



그림 3(b)



그림 3(c)



그림 3(d)



그림 3(e)



그림 3(f)



그림 3(g)

그림 3(b) $\sigma=1.0$, 3(c) $\sigma=1.5$, 3(d) $\sigma=2.0$, 3(e) $\sigma=2.5$, 3(f) $\sigma=3.0$ 에서 LGF 사용 필터처리 및, 3(g) 2치화와 윤곽선 추적에 의해 추출된 악성 腫瘍의 윤곽선

그림 3. 악성 腫瘍의 윤곽선

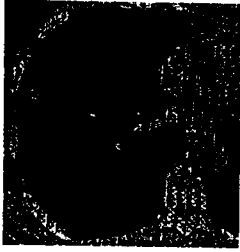


그림 4(a) CT 원화상



그림 4(b)



그림 4(c)



그림 4(d)



그림 4(e)



그림 4(f)



그림 4(g)

그림 4(b) $\sigma=1.0$, 4(c) $\sigma=1.5$, 4(d) $\sigma=2.0$, 4(e) $\sigma=2.5$, 4(f) $\sigma=3.0$ 에서 LGF 사용 필터 처리 및, 4(g) 2차화와 윤곽선 추적에 의해 추출된 양성 腫瘍의 윤곽선

그림 4. 양성 腫瘍의 윤곽

다음으로, 얻어진 윤곽선 화상에 대해서 푸리에 변환을 행해 평가 값을 계산한 결과를 그림 5에 나타낸다. σ 값이 증가함에 따라 평가 값의 평균 값은 감소하여 良惡性 간의 분포 차는 작게 되었다. 또한, σ 의 감소에 따른 평가 값의 평균 값 감소는 악성의 경우, σ 가 1.0일 때와 비교시, σ 가 3.0일 때 그 값은 약 60% 정도가 되었지만, 양성인 경우, 약 92% 정도로, 악성의 경우와 비교하면 감소의 정도가 대단히 낮았다.

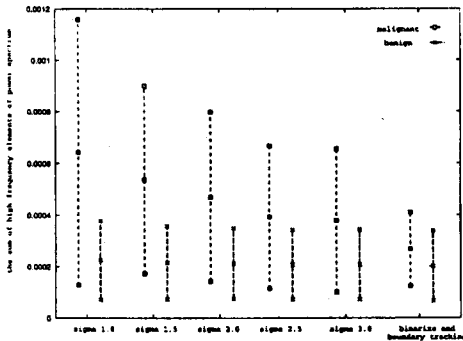


그림 5. 각각의 윤곽선 화상에서 고주파 power spectrum 성분의 총합에 대한 분포도

4. 실험적 고찰

본 연구에서는 폐 腫瘍의 경계형상의 푸리에 변환 방법을 이용한 정량화를 시도하였다. LGF 내의 파라메타 σ 가 증가함에 따라 이 평가 값이 감소하는 것은 LGF에 의해 CT 화상으로부터 검출된 공간 주파수가 저해되고 있는 것에 대응하고 있다고 판단된다. 그러나, 개개의 증에 평가 값은 반드시 σ 의 감소와 함께 평가 값이 감소한다고 할 수는 없다. 이것은 腫瘍 윤곽선에는 대체로 높은 공간 주파수 성분이 많지만, 실제로 광범위한 주파수 대역에 퍼져있기 때문이라고 생각된다. 또한, 위에서 기술한 대로 σ 의 증가에 수반해서 CT 화상으로부터 검출되는 공간 주파수는 감소하지만, 공간 주파수가 감소해도 腫瘍 윤곽선의 고주파 성분에 그다지 변화가 없는 양성 腫瘍는 악성 腫瘍와 비교시, 그 경계형상에, CT 값에 반영될 만한 미세구조가 많지 않다는 것을 나타내고 있다고 판단된다. 또한, 腫瘍 경계형상의 정량화를 위하여 윤곽선만을 이용했지만, 특징해석에 있어서는 CT 화상 그 자체를 이용하는 방법이 에너지, 정보량에 있어서 모두 높았다. 그러나 윤곽 추출과 같은 전처리를 행하지 아니한 CT 화상 그 자체를 이용한 경우, 양성 腫瘍와 악성 腫瘍 양쪽 모두 정보량이 증가하기 때문에, 양성 腫瘍와 악성의 감별이라는 관점에서 행하면 반드시 유리하다고 말할 수 없을 것으로 판단된다. 腫瘍 경계형상은 양악성의 특징이 더욱더 현저하게 보이는 곳으로부터 윤곽선을 추출, 이것을 이용해서 특징 해석을 행하는 일은 양악성 감별에 있어서 유용하다고 사료된다.

5. 결 론

본 연구에서는 폐 腫瘍의 경계형상을 정량화하기 위한 방법으로서 腫瘍 윤영의 윤곽선에 대해 푸리에 변환을 행하여 그 power spectrum의 고주파 성분을 평가 값으로 하는 것을 제안하였고, 이 값이 양악성 간에 유의차가 있음을 나타냈다.

향후 해결해야 할 과제로서 LGF를 이용한 腫瘍 윤곽선 추출성능의 향상과 증예 수의 증가를 들 수 있다. 이번 연구에서는 윤곽선의 스펙트럼을 해석하기 위해 푸리에 변환을 이용하였으나, 화상의 에너지가 작기 때문에 화상 전체의 주파수를 대상으로 하는 푸리에 변환에서는 고주파 성분이 대부분의 저주파 성분에 가려질 가능성이 있다고 사료된다.

(참 고 문 헌)

- (1) Masato Nakayama, Toshihiro Tomita et al. "Study of 3D Morphological Filtering Applied for Automatic Detection of Lung Cancer X-ray CT", Med. Imag. Tech., pp.155-164, 1995
- (2) D. Wei, H. Chan, MA. Helvie et al. "Classification of mass and normal breast tissue on digital mammograms: Multiresolution texture analysis", Medical Physics 22, pp.1501-1513, 1995
- (3) Z. Huo, ML. Giger, 처. Vyborny et al. "Automated computerized classification of malignant and benign masses on digitized mammograms", Acad Radiol, Vol.5, No.3, pp.155-168, 1998
- (4) 김용규, "흉부 X선 사진으로부터 간질성 음영 추출", '98년도 한국정보과학회 봄 학술발표논문집(B), 제25권, 제1호, 1998, 4
- (5) 今里悠一, 大橋昭南, 医用画像處理, 165-182, 昭晃堂, pp.187-217, 1995