

# 흉부 영상에서 간질성 폐질환 검출을 위한 컴퓨터지원진단 시스템 연구

김진철<sup>o</sup> 송종태 이우주 이배호

전남대학교 컴퓨터공학과

{kjc1015<sup>o</sup>, reky, 2000lwj}@hanmail.net, bhlee@chonnam.ac.kr

## A Study on Computer-Aided Diagnosis System for Interstitial Lung Disease in Chest Radiograph

Jinchul Kim<sup>o</sup> Jongtae Song Wuju Lee Baeho Lee  
Department of Computer Engineering, Chonnam National University

### 요 약

간질성 폐질환(Interstitial lung disease) 컴퓨터지원진단(Computer Aided Diagnosis: CAD)시스템은 방사선의사들이 흉부 X-ray영상에서 석회화와 섬유화를 탐지하고자 적용하였다. 진단 중에 발생할 수 있는 오진율을 줄이고 간질성 폐질환이 존재하는 폐야에서 이상유무를 판단하여 검출을 표시하도록 하였다. 본 논문에서는 디지털 흉부영상에서의 간질성 폐질환을 검출하기 위해 폐 텍스처(texture)의 물리적 척도를 측정하기 위한 방법을 제안한다. 2차원의 푸리에 변환으로부터 얻어지는 파워스펙트럼(power spectrum) 분석에 기반을 두는 방법으로 각각의 ROI(Region Of Interest)에서 구한 평균제곱자승오차(Root Mean Square: RMS)와 파워스펙트럼의 첫 번째 모멘트(Moment)는 폐 텍스처의 밀도변동의 크기(magnitude)와 섬세함(fineness)을 나타낸다. 실험결과 다양한 간질성폐질환을 가진 비정상 폐 텍스처의 RMS와 첫 번째 모멘트는 정상 폐 텍스처의 RMS와 첫 번째 모멘트와는 차이가 있었다. 디지털 흉부영상으로부터 계산되어진 정량화된 텍스처의 척도는 방사선의사의 간질성 폐질환을 진단함에 효율적인 질한 탐지를 가능하게 하였으며 진단율을 향상시킬 수 있었다.

### 1. 서 론

간질성 폐질환은 가장 흔한 병종의 하나이며, 흉부 방사선영상은 병원의 x-ray영상의 약 40%를 차지하며, 이 중 약 22%가 폐의 비정상을 나타낸다.[2] 간질성 질환은 염증성 혹은 증양세포의 침윤에 의한 것이거나 체액 축적의 결과에 의한 폐 간질성 성분들의 비정상화로 정의될 수 있다. 흉부방사선사진에서 간질성 질환의 발생 판독은 진단방사선학에서 가장 어려운 문제 중의 하나로서 최근 들어 디지털화된 영상정보를 이용한 다양한 영상처리와 인공지능을 이용하여 의료진단의 정확도를 높여려는 시도가 이루어지고 있다. 그러나 컴퓨터지원진단(Computer-Aided Diagnosis, CAD)시스템[2]을 자동적으로 수행하는 것은 해부학적 변이성(variability), 컴퓨터를 이용할 수 있는 제한된 지식, 그리고 의료영상이 가지는 데이터 자체의 고유한 제약들 때문에 어려움이 있다. 특히 흉부일반영상에서의 간질성 폐질환의 진단은 방사선 화상 진단 중에서도 곤란한 문제의 하나로 일컬어지고 있다. 그 이유는 간질성 침윤이미지(infiltration image)의 명암이 극히 낮고, 패턴이 복잡한데다가 그러한 패턴이 알갱이 모양의 이미지(granular image)이거나 망상이미지(reticular image)로서 객관적으로 정의되어 있지 않은 것들이기 때문이다.

따라서 간질성 폐질환의 검출을 위한 CAD의 목적[6]은 간질성 침윤물의 특징을 정량적 척도로 표현해 이것을 방사선과의사들의 화상진단을 위한 객관적 자료로 제공하는 것이다.

### 2. 본 론

본 연구에서는 폐 텍스처를 분석하기 위해서 파워스펙트럼 방법을 사용하였다. 먼저, 질환 검출을 좀 더 용이하게 하기 위해 흉부 X-ray영상에서 관심대상이 되는 폐 영역만을 따로 분리하였으며, 폐 영역의 자동 분리(automatic segmentation)를 구현하기 위하여 임계치(thresholding)와 라플라시안 필터링(Laplacian filtering), 모폴로지(morphological) 기법, Edge following 기법[3]

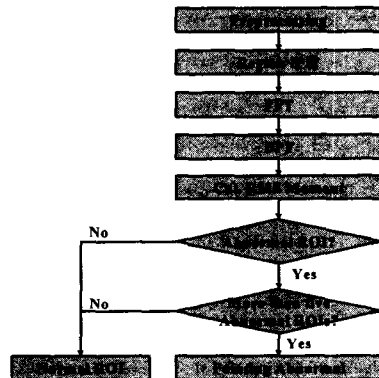


그림 1 시스템 전체 흐름도

등을 사용하였다. 다음 단계로 분리된 폐 영역의 영역을 나누어 ROI (region of interest)의 2차원 푸리에 변환

(Fourier transform)으로부터 구해지는 파워 스펙트럼을 눈의 반응함수(visual system response of human observer)  $V(u,v)$ 를 이용해 필터링한다. 여기서 폐 텍스처의 RMS(Root Mean Square) 오차와 파워스펙트럼의 첫 번째 모멘트[5]를 구하여, 판별 척도로 사용하였다.

그림 1은 간질성 폐질환 자동추출 시스템의 전체 프로세스를 보여주고 있다.

### 2.1 전처리(Pre-processing)

광학밀도의 변동은 폐의 큰 조직과 흉부벽과 간질성 폐질환과 관련 있는 텍스처에 기인하여 폐 영역에서 관측되어졌다. 그래서 실제 전체 폐 텍스처에서 변동 있는 부분을 분리하는 것은 중요하며 이러한 폐 영상의 전처리는 간질성 폐질환의 검출과 묘사를 위한 물리적 텍스처 측정에서 필수적이다.

본 연구에서는 최소사승기법(least square method)를 기반의 2차원 곡면 조정기법(2-D surface-fitting technique) [4]을 사용하여 선택된 ROI에서 배경추세(background trend)를 보정하였다. 이 때 고차 항의 기하 평면은 너무 많은 계산시간을 요구하므로 오직 1차에서부터 3차식의 기하평면만을 시험하였다. 여기서 우리는 2차식의 기하평면에서 정상 폐와 비정상 폐사기의 RMS 변동의 가장 큰 차이를 제시해 주었다. 그래서 배경추세 보정을 위해 2차식의 기하평면을 선택하였다. 결정성 패턴을 가지는 비정상 폐와 정상 폐를 구분함에 있어서 배경추세 보정이 유용함을 보이는 그림으로서(그림 2) 배경추세 보정의 유무에 따른 RMS 변동을 보여주고 있다.

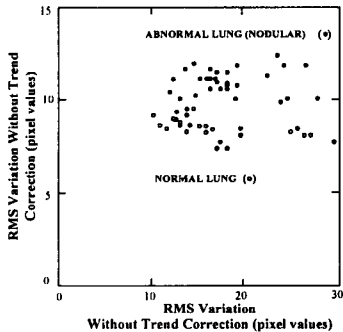


그림 2. 정상과 비정상 폐를 위한 RMS 변동의 배경추세 보정의 효과

### 2.2 Texture analysis

#### (1) Texture measure

간질성 폐질환을 검출하기 위해 폐 텍스처를 정량화하기 위해 사용되는 텍스처의 측정 척도로는 RMS 오차 R과 파워스펙트럼의 첫 번째 모멘트 M0이 사용된다. 이것은 각각 폐 텍스처의 크기와 정밀함을 나타낸다. 이는 가장 기본적인 특징이며, 이를 정의하면 다음과 같다.

$$R = \sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} V^2(u, v) |F(u, v)|^2 du dv} \quad (식 1)$$

$$M = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \sqrt{u^2 + v^2} V^2(u, v) |F(u, v)|^2 du dv}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} V^2(u, v) |F(u, v)|^2 du dv} \quad (식 2)$$

여기서  $F(u,v)$ 는 한 ROI의 텍스처 패턴의 푸리에 변환이고  $V(u,v)$ 는 시각 반응 함수[1]를 나타낸다.

#### (2) 밴드패스필터에 의한 파워스펙트럼 필터링

배경추세 보정을 적용 후에도 폐의 파워 스펙트럼에는 많은 저주파 성분들이 포함되어 있으며, 이는 비보정된 약간의 잔여 배경추세 때문이며, 게다가 파워스펙트럼은 원 흉부영상에서의 방사선 반점(mottle) 때문에 매우 큰 주파수를 가지는 성분을 포함하고 있다. 원치 않는 성분들을 억제하고 고유의 폐 텍스처와 관련 있는 중간 정도의 주파수 성분을 강화하기 위해서 파워스펙트럼을 필터링하는 인간 관측자의 시각반응시스템(visual response system of human observers)을 적용하였다. 함수는 다음과 같이 주어진다.

$$V(u, v) = e^{-\frac{1}{2} \left( \frac{D^2(u, v) - D_0^2}{D(u, v)W} \right)^2} \quad (식 3)$$

여기서  $w$ 는 밴드의 폭이며,  $D_0$ 는 필터 반지름의 중심을 나타내며,  $V(u,v)$ 는 차식으로 요구되어 흉부사진에 포함되는 고주파의 방사선 반점(mottle)과 저주파의 잔류 배경 성분을 억제하여 정상 폐 텍스처와 비정상 폐 텍스처의 차이를 증가시키는 밴드패스 필터(bandpass filter) [3]이다.

### 3. 실험결과

본 실험에서는 앞에서 폐 영역을 분리한 영상에 ROI를 선택하여 고속 푸리에 변환하고 밴드패스필터로 필터링하여 폐 텍스처의 척도인 RMS 오차와 파워 스펙트럼의 첫 번째 모멘트를 계산하는 작업을 수행한다.

실험결과로 우선 시각반응시스템(VSR)인 밴드패스 필터의 사용과 사용하지 않을 때 정상 폐와 비정상 폐에서 선택된 ROI에서 계산된 RMS 변동과 파워스펙트럼의 첫 번째 모멘트는 그림 3(a)와 3(b)에서 각각 보여주고 있다. 필터링 후 정상 폐의 두 텍스처 척도는 비정상 폐의 두 척도와 분명히 구분되어졌다.

제안한 방법들을 모두 수행하면, 실험결과로 정상 폐 텍스처는 큰 M값과 작은 R값을 가지고 비정상 폐 텍스처는 작은 M값과 큰 R값을 가짐을 알 수 있었다.

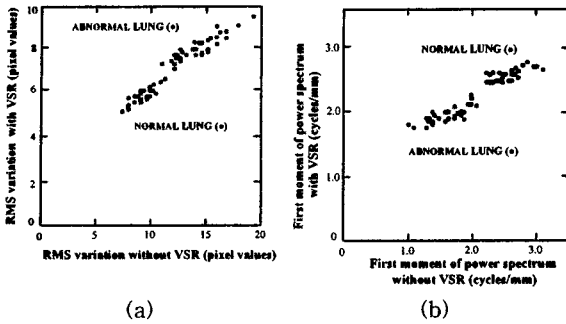


그림 3 정상과 비정상 폐 구분을 위한 (a) RMS 변동과 (b) 파워스펙트럼의 첫 번째 모멘트의 효과

좀 더 구체적으로 결절성 패턴(nodular pattern)은 낮은 주파수를 가지면서 RMS 오차는 정상 폐보다 조금 더 크게 나타났으며, 망상 패턴은 큰 RMS 오차를 가지면서, 주파수는 정상 폐와 유사하였고, 벌집모양의 패턴(honeycomb pattern)은 큰 RMS 오차와 작은 주파수를 가졌다. 이 결과들을 통해서 비정상 폐에서 이상패턴들을 이 두 척도를 통해 구별해 낼 수 있었다.

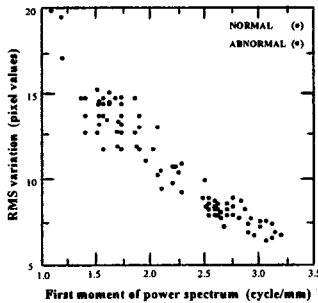


그림 4 정상과 비정상 ROI의 RMS 오차와 모멘트

그림 4는 3장의 비정상 영상의 ROI에서 구한 RMS 오차와 파워스펙트럼의 모멘트를 정상 ROI와 비정상 ROI로 구분하여 나타낸 그림으로서 RMS 값과 파워스펙트럼의 모멘트 값에 의해 정상 ROI와 비정상 ROI가 구분됨을 알 수 있다.

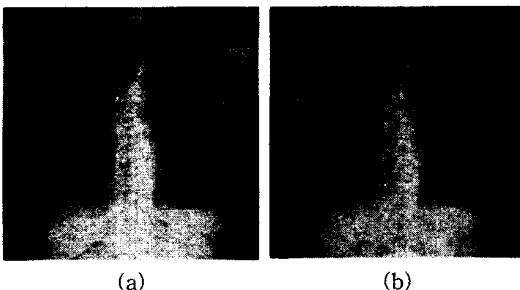


그림 5 (a)는 원 영상, (b)는 간질성 폐질환 추출 결과

그림 5는 각 ROI에 구한 두 척도를 이용하여 비정상 ROI를 표시하여 폐질환을 검출한 영상으로 그림 5(a)는 원 영상이며, 그림 5(b)는 섬유화와 석회화를 검출한 영상이다. 그림에서 붉은색의 표시는 R과 M의 값에 따라 간질성 폐질환으로 의심되는 ROI를 나타내어주고 있다. 실험결과 무병진단의 경우 89%의 정확도를 보였으며, 유병진단의 경우는 대략 80%정도의 정확도를 보였다. 이 수치는 실험을 위해 비정상의 영상을 많이 포함시킨 것이므로 실제로는 더 높은 정확도를 나타낸다.

#### 4. 결론

본 연구에서는 간질성 폐질환을 검출하고 묘사하기 위해서 폐 텍스처의 크기와 정밀함을 표현하는 폐 텍스처의 파워스펙트럼의 첫 번째 모멘트와 RMS오차로 폐 텍스처를 정량화하는 방법을 제안하였다. 폐 영역 추출 시 실제 폐 경계부분이 잘려지는 것을 방지하기 위하여 Erosion 기법을 사용하여 추출된 폐 영역을 확장함으로써 폐 경계의 간질성 폐질환 진단의 신뢰성을 높일 수 있었다. 2차 다항 곡면 조정 기법에 의한 배경추제 보정은 비정상 폐와 정상 폐의 구별을 확연하게 해주었고 더욱이 눈 반응함수(밴드패스 필터)로 필터링함으로써 정상 폐와 비정상 폐와 텍스처의 척도 차이를 증가시키는 효과를 얻을 수 있었다. 비정상 폐의 RMS 오차와 파워스펙트럼의 첫 번째 모멘트는 정상 폐에서 구한 척도와 분명한 차이를 보였으며, 디지털 흉부 방사선영상으로부터 계산되어진 이 두 텍스처 척도는 간질성 폐 질환을 진단함에 있어 매우 유용하게 사용되어질 것이다.

#### 참고 문헌

- [1] L. van Gool, P. Dewaele, A. Oosterlinck, "Survey: Texture analysis 1983", *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, vol. 29, pp. 336-357, 1985.
- [2] K. Doi, H. MacMahon, M. L. Giger and K. R. Hoffmann, *Computer-Aided Diagnosis in Medical Image*, Elsevier Science, pp. 3-20, 1999.
- [3] Rafael C. Gonzalez and Richard E. Woods, *Digital Image Processing*, Prentice-Hall, Second Edition, 2002.
- [4] R. Courant and D. Hilbert, *Method of Mathematical Physics*, volume 1. Interscience, New York, 1953.
- [5] 사사키 야스오, 케이센 시게이코, 야니기사와, "진폐 표준사진에서의 텍스처 분석에 의한 정량적 평가", *일본의방회 논문지* 52, pp. 1385-1393, 1990.
- [6] G. P. Genereux, "Pattern recognition in diffuse lung disease. A review of theory and practice," *Med. Radiogr. Photogr.* 61, 2-31, 1985.