
화상처리 기술을 응용한 의료용 화상의 정량적 평가에 관한 연구

-특징량 추출 및 그 타당성 검토-

송 재 욱*

A Study on the Quantitative Evaluation of Medical Images by Using the Technique of Image Processing

- Determination and Validation of Features -

Chae-Uk Song*

요 약

본 논문에서는 화상처리 기법을 이용하여 의료용 화상의 정량적 평가 특징에 관하여 기술한 것이다. 의사들로부터 조언을 구하여, 병의 진전과 관련이 깊은 세 가지 특징을 구하고, 각 특징과 의사가 행한 평가치의 비교에 의하여 가슴 X선 사진상의 폐병의 정량적인 평가에 대한 타당성을 확인하였다.

Abstract

This paper presents the features for quantitative evaluation of medical images based on the technique of image processing. In consideration of advice from medical doctor, I derive three features seemed to be strongly correlated with the degree of disease's advance. From comparison between each feature and evaluation value by medical doctor, our research shows that three features can be a useful aids in quantitative evaluation of lung's disease on chest X-ray images.

* 일본 나고야대학 대학원 박사과정

접수일자 : 1998년 11월 21일

1. 서 론

화상처리란 흔히 넓은 의미의 정보처리를 일컬으며, 그 응용분야 또한 상당히 넓다. 의학계에서 널리 쓰이는 인체에 관한 화상을 처리대상으로 하여 병의 진단에 도움을 주는 의료용 화상처리[1], 人工 위성에서 측정한 지구표면의 상태를 화상화한 것을 처리대상으로 하여 지질·해양·기상 등에 관한 정보를 제공하는 remote sensing 화상처리[2], 그리고 문서화상처리[3]와 동화상처리[4] 등이 그 응용분야의 일례이다.

최근 의학분야에서는 인체내부를 촬영한 X선 사진을 이용하여 병의 진단을 행하는 것이 보편화되어 있고, 거기에 계산기 관련기술의 비약적인 진보에 힘입어, 의료용 화상을 이용한 계산기 지원진단에 관한 연구가 활발하게 이루어지고 있다. 대표적인 의료용 화상의 일종인 흉부 X선 사진을 이용한 진단지원에 관한 연구로서는, 폐에 관한 질환인 폐암을 검출하거나, 종양의 검출 및 그의 양악성 감별에 관한 연구[5, 6, 7, 8, 9], X선 사진 전체의 농도치 특성을 이용하여 간질성 폐질환의 병세정도를 진단한 연구[10,11]등이 있다.

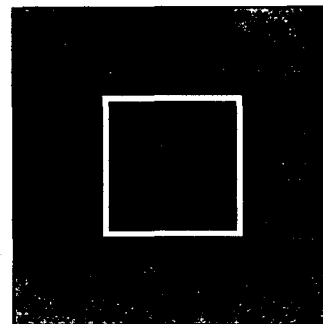
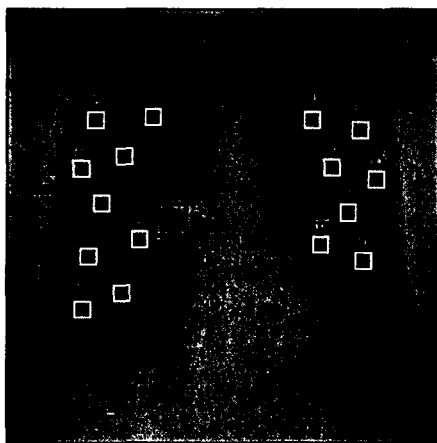
본 연구에서는 폐질환의 일종으로, X선 사진에

의해서는 그 진단이 상당히 어렵다고 알려져 있는 肺氣腫의 진단을 목적으로, X선 사진에서 deformable model과 scale space처리를 이용해 血管影을 추출하고, 그 결과인 血管影의 두께나 위치 등에 관한 정보를 토대로, 병세 진행도와 상관관계가 있는 특징량을 구하고, 그 특징량의 유효성 및 타당성에 대해 검토하고자 한다.

2. 특징량의 계측

먼저, 흉부 X선 사진으로부터 혈관에 해당하는 도형추출을 행한다(자세한 추출방법에 대해서는 문헌[12]를 참조바람). 본 실험에서는 sampling간격 0.1mm, 농도치 분해능 10bit/pixel로 디지털화한 3520×3520(pixel)의 X선 사진 3장을 이용했다. 각 X선 사진에 16개의 100×100(pixel)크기의 정방형 ROI(Region of Interest)를 설정하고, 실제 실험에서는 중앙에 ROI를 포함하는 230×230(pixel)크기의 화상을 이용했다[Fig.1 참조].

다음으로, 혈관도형의 추출결과(혈관도형의 두께, 위치, 길이 등)에 기초하여 병의 진행과 상관성이 있는 특징량을 구한다. 실제로 의사가 흉부 X선 사진으로부터 병세 진행도를 평가할 때에는, 사진 전체



(a) An example of chest X-ray images in which each ROI is indicated by white frame(Each numeral is of (a) the number of ROI) (b) Image 230×230 pixels size including ROI No.1

Fig. 1 A chest X-ray image and the image used in experiment

적으로 정상 혈관의 구조에 비하여 어느 정도 파괴된 구조를 보이고 있는가에, 국소적으로는 주로 혈관의 두께나 수 등을 이용한다.

본 연구에서는 국소적인 평가관점으로부터 각 ROI의 병세 진행도를 정량평가하기 위해, 혈관도형의 두께와 면적에 관한 특징량, 그리고 아래의 (III)에 표시한 이유에 의하여 혈관도형의 명료도에 관한 특징량을 이용하기로 한다.

각 ROI로부터 구할 각 특징량과 병세 진행도와 관계, 그리고 계산방법은 아래와 같다.

- (I) 혈관도형의 두께에 관한 특징량
X선 사진을 이용한 의사의 진단소견에서는, 肺氣腫의 병세가 진행하면 血管이 좁게 되고, 심하게 되면 혈관이 보이지 않게 된다.
- (II) 혈관면적에 관한 특징량
상기 (I)과 같은 현상에 기초하여 혈관의 수가 감소하며, 결과적으로 혈관에 해당하는 도형면적이 작아진다.
- (III) 혈관 주위의 명료도에 관한 특징량
병세가 진행하여 혈관의 주변의 지지조직(예를 들면 肺胞)이 파괴되어 血管이 명료하게 보이게 된다.

2.1 두께에 관한 특징량 F_w

평가대상의 ROI내의 두께의 분포와 정상인 경우의 ROI내의 두께의 분포간의 분리도를 F_w 라고 하고, 다음 식과 같이 정의한다.

$$F_w = 2 \frac{E\{w_B\} - E\{w_S\}}{\sqrt{Var\{w_B\} + Var\{w_S\}}} \dots\dots\dots (1)$$

여기에서 w_B 와 w_S 는 정상인 ROI 및 평가대상의 ROI에 있어서의 혈관도형의 두께이고, $E\{w\}$ 와 $Var\{w\}$ 는 각각 w 에 대한 기대치 및 분산을 나타낸다. 단, 16개의 ROI중에서 오른쪽 폐의 아래 부분과 肺門部에 가까운 곳에 설정된 4개의 ROI (Fig.1의 No.5, No.6, No.7, No8)에 관해서는 측정된 두께 w 를 다음 식과 같이 w' 로 변환한 것을 이용한다.

$$w' = \sqrt{\frac{E\{w_B\}}{E\{w_S\}}} w \dots\dots\dots (2)$$

이는, 폐분부 부근에 설치된 5번부터 8번까지의 ROI내의 혈관은 병세의 진행에 큰 영향을 받지 아니하는 두꺼운 혈관이며, 실제로 의사가 진단을 행할 때 혈관이 현저하게 얇은 경우를 제외하고는, 다른 ROI와는 달리, 혈관의 두께로서 병세의 진행도를 평가하지 않는다는 사실에 근거하여, 다른 ROI에서 구한 두께에 대한 특징량과 평형을 맞추기 위함이다.

2.2 면적에 관한 특징량 F_A

혈관도형의 면적을 (혈관도형의 길이)×(평균두께)를 이용하여 근사하고, 특징량 F_A 를 다음 식과 같이 정의한다.

$$F_A = 1.0 - \frac{l_S E\{w_S\}}{l_B E\{w_B\}} \dots\dots\dots (3)$$

여기에서 l_B 와 l_S 는 정상 ROI 및 평가대상의 ROI에 있어서 혈관도형의 길이를 나타낸다.

2.3 혈관도형 주위의 명료도에 관한 특징량 F_C

原화상 $f(x, y)$ 에 3×3(화소)의 median filter를 적용시키고, gradient를 계산하여 윤곽영역에서 크기가 큰 순서로 상위10%의 gradient의 분포를 구해서 정상인 경우와의 분포간 분리도를 구한다. 여기에서 윤곽영역이란 자동추출된 혈관도형의 윤곽선(폭1화소)을 1회 영역확장한 것을 말한다[Fig.2 참조].

$$F_C = 2 \frac{E\{|\text{grad}(f_S(x, y))|\} - E\{|\text{grad}(f_B(x, y))|\}}{\sqrt{Var\{|\text{grad}(f_S(x, y))|\} + Var\{|\text{grad}(f_B(x, y))|\}}} \dots\dots\dots (4)$$

여기에서 $f_S(x, y)$ 와 $f_B(x, y)$ 는 평가대상 및 정상인 X선사진에 median filter를 적용한 2차원 농도화상을, $\text{grad}(f(x, y))$ 는 $f(x, y)$ 에서의 점 (x, y) 의 gradient vector를 나타낸다.

3. 특징량의 보정에 관하여

어떤 피검자의 병세 진행도를 평가하기 위해서는, 동일 피검자를 동일 촬영장치에서 촬영한 정상인의

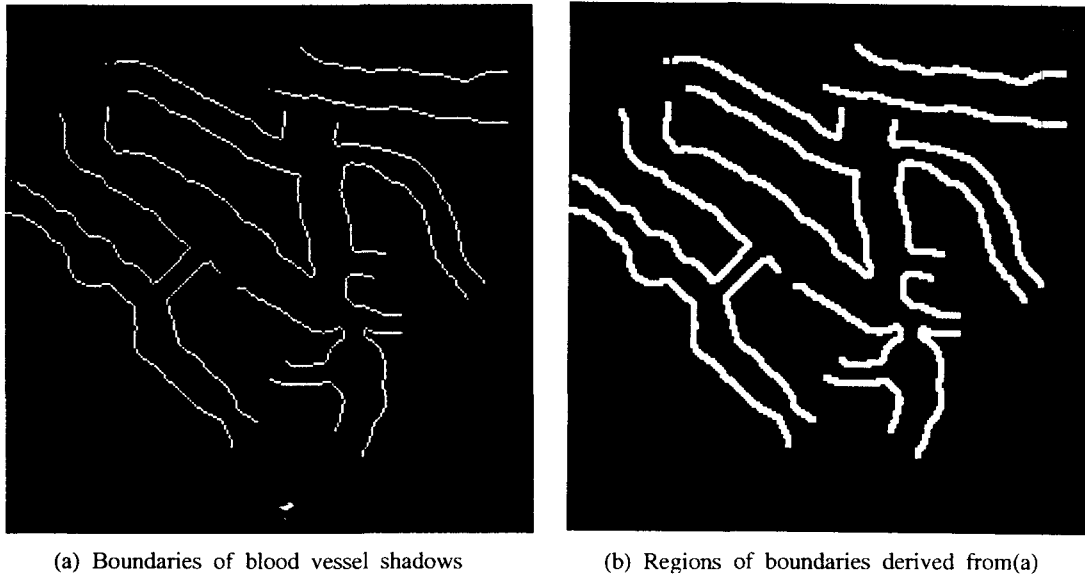


Fig. 2 Region of boundary used in calculation of gradient

사진을 근거로 하여, 상기 특징량에 관한 평가가 이루어져야한다. 그러나 현실적으로 그와 같은 사진을 얻는 것은 곤란하므로, 동일인이 아닌 사람을 다른 장치로 촬영한 사진을 이용한다. 그러므로 사진간의 비교가 가능하도록 아래와 같은 보정을 사전에 해주어야만 한다.

3.1 X선사진의 농도치의 보정

X선 사진들 사이에는 촬영조건이 다름에 따라 생기는 차이(호흡위상, 촬영체위, X선의 종류, 필름의 특성), 디지털화의 조건이 다르기 때문에 생기는 차이(샘플링간격, 量子化 레벨 수, 디지털화장치의 특성(量子化 특성곡선 등))등이 존재한다. 본 연구에서는 처리의 간단화를 위해 필름이나 디지털화 장치의 특성 등이 달라서 생기는 차이만을 고려한다.

(보정방법)

실제 계산에서는 2장의 사진에서 동일한 것을 촬영했다고 생각되는 장소 즉, 인체가 찍히지 않은 외측의 공기부분의 농도치 분포(평균치와 표준편차)를 구해서, 각 사진의 농도치 분포를 정규화한다.

3.2 개인차에 의한 두께의 보정

정상인 경우의 혈관과 비교하여 어느정도 혈관이 좁아져 있는지를 평가하기 위해서는 개인차에 의한 두께의 차이를 보정할 필요성이 있다.

(보정방법)

먼저, 정상인의 평균사진을 기준으로 하여 개인차에 의한 두께의 보정을 해준다. 肺氣腫의 영향을 받지 아니하고, 그 사람의 본래 혈관의 두께를 반영하고 있다고 간주되는 肺門部근방의 혈관 두께를 측정하여 다음 식에 의해 혈관두께에 대한 보정을 해준다.

$$w' = \frac{H_B}{H_S} w \dots\dots\dots (5)$$

여기에서, H_B 와 H_S 는 정상인의 사진 및 평가대상의 사진에서 농도법[13]을 이용하여 측정한 肺門部の 혈관의 두께이다. Fig.3은 Fig.1의 영역A를 확대한 것으로 3개의 백색 선은 실제로 단면적을 측정한 선분을 나타낸다. 이번 연구에서는 이 3개의 선분에 따라서 측정한 단면적의 평균을 이용하여 혈관의 두께를 추정했다.

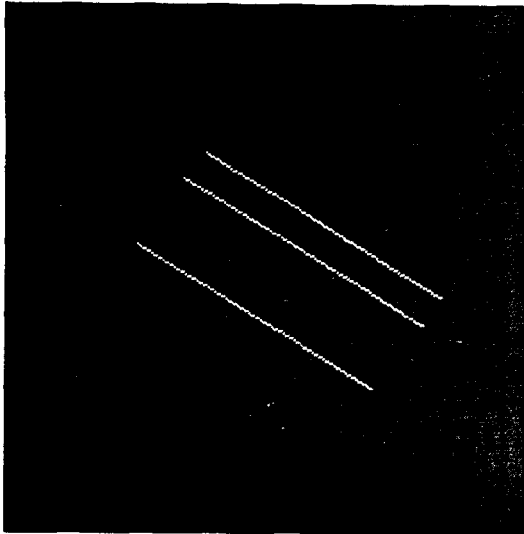
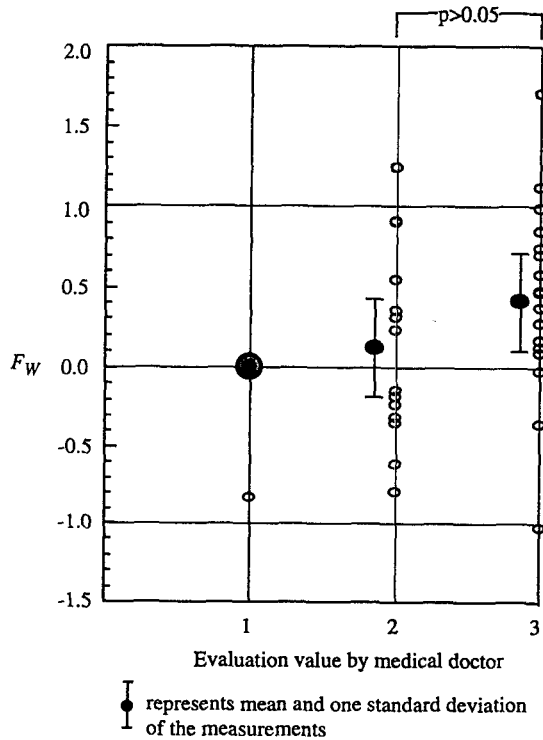


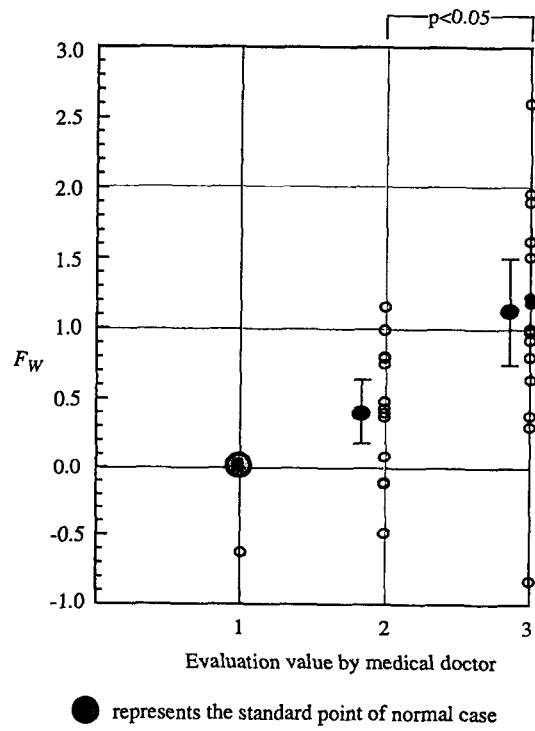
Fig. 3 Region A in Fig. 1. Three white lines represent a set of cross-sectional lines perpendicular to the central line of the blood vessel

4. 실험 및 고찰

제2장에서 정의한 각 특징량을 흉부 X선 사진 3장에 설정한 48개의 ROI(16개의 ROI/1장)에 대하여 구했는데, Fig. 4의 보정전 (a)와 후(b)는 구한 혈관도형의 두께에 관한 특징량 F_W , Fig.5의 보정전 (a)와 후(b)는 혈관도형의 면적에 관한 특징량 F_A , Fig. 6은 혈관도형 주위의 명료함에 관한 특징량 F_C 를 각각 의사의 평가와의 관계를 그래프로 나타낸 것이다. 또한 각 평가항목에 대한 의사의 평가는 Table 1과 같이 의사가 각 평가항목별로 정상인 경우에는 1, 병세가 조금 진행하여 있는 경우에는 2, 상당히 병세가 진행되어 있다고 보이는 경우에는 3이라고 평가한 값을 말한다. 이들 그래프에서, x축은 의사의 평가치(1,2,3), y축은 실험에 의해 구한 특징량의 값, O표시는 각 ROI를 의미한다. 그리고



(a) Before correction of discrepancies due to individuals and the location of ROI



(b) After correction of discrepancies due to individuals and the location of ROI

Fig. 4 Comparison between feature F_W and the evaluation value by medical doctor

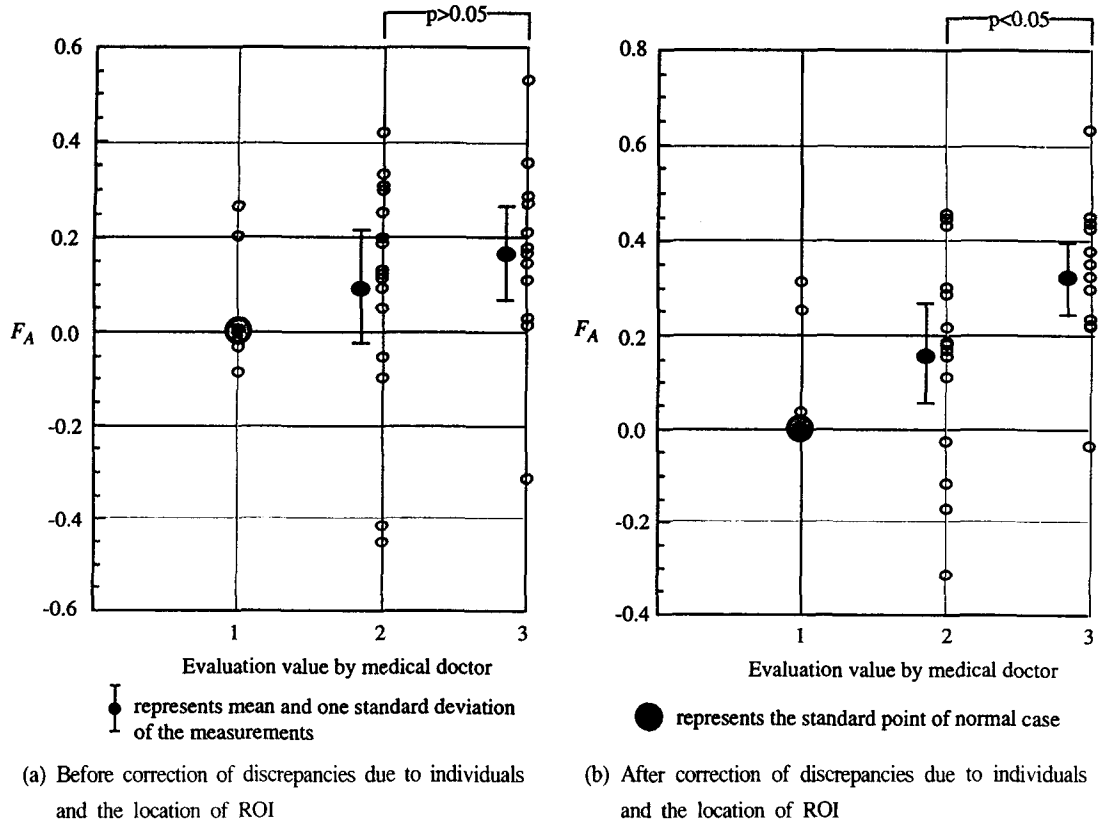


Fig. 5 Comparison between feature F_A and the evaluation value by medical doctor

error bar는 그들의 평균 및 표준편차 1의 크기, 그래프상의 $p < 0.05$ 는 Mann-Whitney 검정 결과 유의수준 0.05 정도로 분포간에 유의차가 있음을 나타낸다.

더욱이, 각 특징량에 있어서 보정전의 값과 후의 값을, 의사에 의한 평가치가 2인 ROI와 평가치가 3인 ROI로부터 계산한 값의 평균이나 표준편차로 비교한 결과 본 연구에서 행한 보정이 유효하다고 하는 것을 확인할 수 있었다. 또한 이번에 이용한 3개의 특징량 사이의 상관계수(F_W 와 F_A 와의 상관계수는 0.348, F_W 와 F_G 와의 상관계수는 0.268, F_A 와 F_G 와의 상관계수는 0.350)를 조사한 결과,

각 특징량 사이에 상관관계가 미미하다는 사실로부터 이번 연구에서 이용한 3개의 특징량의 타당성이 확인되었다.

여기에서, 일반적으로 특징량의 개수가 많으면 많을수록 전체의 평가정도가 향상되므로 여러 개의 특징량을 이용하는 것이 좋다. 그러나 이들이 서로 강한 상관관계를 가지면 병세 진행평가도의 정밀도가 오히려 저하되기 때문에 본 연구에서는 가능하면 서로간의 상관관계가 적은 특징량을 구하고자 하였다. 한편, 여러 특징량의 조합으로 class-분리 등 패턴인식을 행할 때, 서로 상관관계가 없는 특징량을 이용하는 것이 전체의 평가 정도향상에 효과적이다.

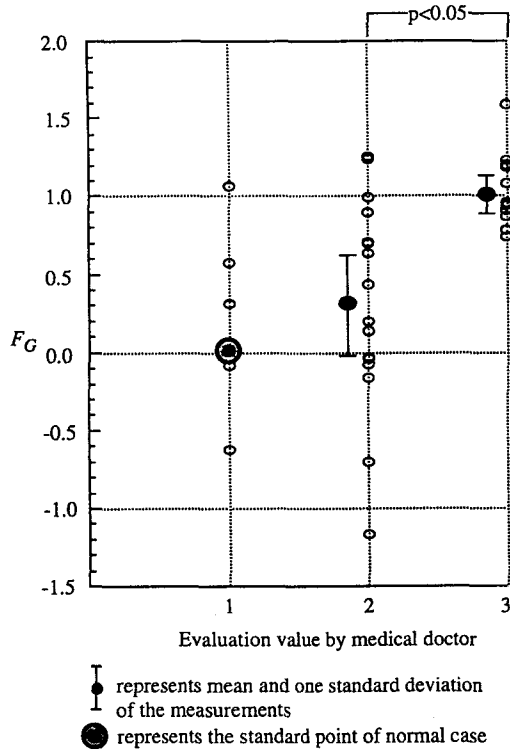


Fig. 6 Comparison between feature F_G and the evaluation value by medical doctor

Table 1. Evaluation items and meanings of their values. Medical doctor evaluates each item by comparison with that of normal case

Evaluation value	1	2	3
Width of blood vessels	almost same	slightly thin	fairly thin
Number of blood vessels	almost same	only a few unseen	quite a few unseen
Clearness of boundaries	almost same	somewhat clear	pretty clear

5. 결론

본 논문에서는 의료용 X선 사진을 이용해서 병의 진행도를 정량평가할 수 있는 특징량을 추출하고, 그 타당성을 검토했다. 흉부 X선 사진에 ROI를 설정하고, 각 ROI에서 특징량의 분포 등을 조사한 결과, 이번 연구에서 이용한 3개의 특징량이 서로 상관관계없이 병의 진행도의 정량평가에 유효하다는 것을 알 수 있었다. 그러나, 병의 진행이 현저한 ROI는 정상의 경우의 ROI와 확실히 구별이 가능하나, 그렇지 아니한 경우에는 정상의 경우와 구별이 곤란하다는 사실로부터, 특징량의 보강이나 각 특징량의 조합으로 전체적인 병의 진행도를 평가하는 방법 등이 검토되어야 할 것이다.

또한 본 연구에서 제안된 화상처리 알고리즘을 이용할 경우, 레이다 화면상의 과도로 인하여 발생하는 허상과 선박, 섬, 부표로 인한 영상과의 분리 및 식별이 가능하여 선박의 안전항해를 도모할 수 있을 것으로 사료되며, 이것을 차후의 연구과제로 택하고자 한다.

參考文獻

- [1] 鳥脇純一郎, "醫用畫像のパターン處理と計算機診斷", Med. Imag. Tech., 4(2), pp.107-114, 1986.
- [2] 星 仰, 리모트센싱工學의基礎, 森北出版, 1984.
- [3] 吹拔敬彦, FAX, OAための畫像의信號處理, 日刊工業新聞社, 1982.
- [4] T. S. Huang, Image Sequence Analysis, Springer-Verlag, New York, 1981.
- [5] 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 福村光夫, "間接撮影胸部X線像의自動スクリーニングのためのソフトウェアシステムAISCR-V3について", 電子情報學會論文誌, J66-D 10, pp.1145-1152, 1983.
- [6] M. L. Giger, K. Doi, H. Macmanhon, "Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography. 3. Automated detection

- of nodules in peripheral lung fields", Med. Phys., 15-2, pp.158-166, 1988.
- [7] M. L. Giger, N. Ahn, K. Doi, et al, "Computerized detection of pulmonary nodules in digital chest images : Use of morphological filters in reducing false-positive detections". Med. Phys., 17-5, pp.861-865, 1990.
- [8]鈴木英夫, 稲岡則子, 他, "胸部X線直接撮影像における肺氣腫癌影自動検出システム-肺癌の診断支援", Med. Imag. Tech., 10(1), pp.17-22, 1992.
- [9]清水昭伸, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, "胸部X線像計算機診断のための新しい異常陰影強調フィルタとその特性評価-疑似陰影を用いたリルタの特性評価", 信學技報PRU91-132, pp.49-56, 1992.
- [10] S. Katsuragawa, K. Doi, H. MacMahon, "Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography : Classification of normal and abnormal lungs with interstitial disease in chest images", Med. Phys., 16(1), pp.38-44, 1989.
- [11] 木戸尙治, 地添潤平, 内藤博昭, 他, "胸部X線像における間質性陰影の診断支援", Med. Imag. Tech., 12(3), pp.194-199, 1994.
- [12] 宋在旭, 清水昭伸, 長谷川純一, 他, "動的輪郭モデルとスケールスペース処理を用いた胸部X線像からの末梢血管影の自動抽出", 第36回日本ME學會大會論文集, p.337, 1998.
- [13] O. M. Ratib, N. J. Mankovich, "Quantitative coronary arteriography : Design and Validation", Radiology, 167(3), pp.743-747, 1988.



송재욱(Chae-Uk Song)
1988년 2월 한국해양대학교 항해학과 졸업(공학사)
1995년 2월 한국해양대학교 대학원 해사수송과학과 졸업(공학석사)
1995년~현재 일본 나고야대학 대학원 박사과정