컴퓨터 기법을 이용한 초음파 영상에서의 지방간 분류

장현우¹ · 김광백² · 김창원^{3*}

The Classification of Fatty Liver by Ultrasound Imaging using Computerizing Method

Hyun-Woo Jang¹ · Kwang-Beak Kim² · Chang Won Kim^{3*}

¹ Department of Physiology and Biomedical Engineering, School of Medicine, Pusan National University, Busan, Korea

² Department of Computer Engineering, Silla University, Busan, Korea

³ Department of Radiology, School of Medicine, Pusan National University, Busan, Korea

요 약

본 논문은 Fuzzy Contrast Enhancement 기법과 FCM을 이용하여 대비를 개선한 후, Fuzzy Contrast Enhancement를 간과 신장의 초음파 영상에 적용하여 지방간 농도 수치를 분류하는 방법을 제시한다. 간, 신장 영역을 촬영한 초음파 영상에서 촬영 정보나 눈금자 등과 같이 필요 없는 부분을 잡음으로 간주하여, 제거한 ROI 영상을 추출하고, Fuzzy Contrast Enhancement 알고리즘을 이용하여 명암 대비를 강조한다. Fuzzy Contrast Enhancement 기법이 적용된 간, 신장 영역 영상에서 평균 이진화를 적용한 후, 평균 이진화를 적용한 영상에 Blob 알고리즘을 적용하여 간, 신장 실질 영역의 ROI 영상을 추출한다. 추출한 간 영역과 신장영역의 ROI 영상을 FCM을 이용하여, 10개의 명암도 Level로 각 각 분류한 후, 분류된 간, 신장 실질 영역의 명암도 Level 중 많이 분포된 명암도 Level을 기준으로 간, 신장 실질 영역의 대표 명암도를 추출한다. 제안된 방법을 간, 신장 영역을 촬영한 초음파 영상에 적용하여 간의 지방도를 분류한 결과, 영상의학과 전문의의 판독과 일치하여 향후 지방간의 진단에 효과적으로 적용할 수 있는 방법이 될 수 있을 것으로 사료된다.

ABSTRACT

We propose a method for the classification of fatty liver by ultrasound imaging using Fuzzy Contrast Enhancement Technique and FCM. ROI images are extracted after removal of information data except ultrasound image of the liver and the kidney then image contrast is improved by Fuzzy Contrast Enhancement Algorithm. The images applied Fuzzy Contrast Enhancement Technique is applied average binarization then ROI images of liver and kidney parenchyma are extracted using Blob algorithm. Representative brightness is extracted in the liver and kidney images using the most frequent brightness level after classification of 10 brightness levels. We applied this method to ultrasound images and a radiologist confirmed the accuracy of diagnosis for fatty liver. This method would be a model for automatic method in the diagnosis of fatty liver.

키워드 : Fuzzy Contrast Enhancement, FCM, 간 실질, 신장 실질

Key word : Fuzzy Contrast Enhancement, FCM, Liver parenchyma, kidney parenchyma

접수일자 : 2013. 08. 06 심사완료일자 : 2013. 08. 29 게재확정일자 : 2013. 09. 10

* **Corresponding Author** Chang Won Kim(E-mail:radkim@nate.com, Tel:+82-51-240-7354)

Department of Radiology, School of Medicine, Pusan National University, Busan, Korea

Open Access <http://dx.doi.org/10.6109/jkiice.2013.17.9.2206>

print ISSN: 2234-4772 online ISSN: 2288-4165

©This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.
Copyright © The Korea Institute of Information and Communication Engineering.

I. 서 론

정상적으로 지방은 간 무게의 5% 이내를 차지하고 있다. 지방간(fatty liver, hepatic steatosis)은 간에서 지방, 특히 중성지방이 정상 간 중량의 5% 이상 축적된 경우로 정의하고 있는데 비만, 당뇨, 임신, 알코올, 스테로이드를 비롯한 약물 등 다양한 원인에 의해서 발생된다.

지방간은 단지 지방이 간에 축적되어 간이 약간 커져 있을 뿐 간세포가 파괴되어 죽어가는 간 염증성 질환과는 구분되어진다. 지방간 환자는 대부분 특별한 증상이 없으나 약간의 피로감이나 간이 약간 커지므로 우상복부에 불편감이 다소 있을 수도 있다.

간 기능 검사는 정상인 경우도 있고 경도 또는 중증도의 GOT/GPT나 GTT가 상승된 소견을 보이기도 하는데, 조직학적 지방간의 심한 정도와 간 기능 검사 수치와는 연관성이 없는 것으로 알려져 있다. 지방간의 정확한 진단은 예후나 치료의 방향을 결정 하는데 중요하며, 지방간과 잘 구분되지 않는 강경변일 경우 정상으로 회복이 불가능 하지만, 지방간의 경우 정상으로 회복이 가능하므로 정확한 진단은 매우 중요하다.

지방간의 진단에는 병력, 이학적 소견, 혈액검사, 방사선학적 검사가 이용되고 확진을 위해서는 간 조직 생검이 필수적이나 대부분 양호한 경과를 취하므로 일반적으로 지방간만을 진단하기 위해서 조직검사를 하는 경우는 매우 드물며, 침습적인 검사는 환자들이 거부하는 사례가 많다.

최근 비 알코올성 지방간염에 대한 연구가 많아지면서 이것이 간경변증으로 진행되는 질환이며, 간 초음파를 비롯한 비침습적 검사로는 단순 지방간과 지방간염의 구분이 어려우므로 정확한 진단과 치료 방향 및 예후를 결정하기 위하여 간 조직 검사가 필요하다. 그리고 지방간은 복부초음파 검사상 나타나는 가장 흔한 질환으로 초음파상 지방간은 그 정도에 따라 경증, 중등도, 중증의 세 등급으로 구분하여 적용하고 있다.[1]

그러나 초음파 검사를 이용한 지방간 판정과 지방간 등급의 진단은 검사자의 시각에 의존하며, 주관적 의도가 매우 높다.

따라서 본 논문에서는 초음파 영상의 Raw Data를 이용하여, 간 영역과 신장 영역의 영상을 Fuzzy Contrast Enhancement와 FCM 기법 등을 이용하여 간 지방도에 지표가 될 대표값을 추출한 후, 간과 신장 실질의 대표

값들을 이용하여 지방간 등급을 보다 객관적으로 구분할 수 있는지를 알아보고자 한다.

II. Fuzzy Contrast Enhancement

간 영역의 초음파 영상과 신장 영역의 초음파 영상은 그림 1, 2로 구성된다. 영상의 상단에는 촬영 정보가 위치하고 좌편에는 간 영역과 신장 영역의 측정 정보가 나타나고 촬영된 초음파 영상은 중앙에 위치하며, 우측과 하단에 길이 측정을 위한 눈금자가 표시되어 있다. 상단의 촬영 정보에는 촬영에 사용된 초음파의 주파수, 영상 촬영 진행 시간 등이 위치한다.

그림 1. 간 초음파 영상

Fig. 1 Ultrasonography of the liver

그림 2. 신장 초음파 영상

Fig. 2 Ultrasonography of the kidney

그림 3에서 원으로 표시된 부분이 간 실질이며, 대표 명암도를 추출해야 할 곳이다. 그림 4에 표시된 파랑색 부분이 신장 실질이며, 신장 대표 명암도를 추출해야 할 곳이다.

그림 3. 간 실질 표시 영상

Fig. 3 Ultrasonography of the hepatic parenchyma

그림 4. 신장 실질 표시 영상
Fig. 4 Image of the renal parenchyma

초음파 간 영상과 신장 영상은 실질 외에 영상의 정보와 측정 결과가 나타나는 부분이 존재하기 때문에 원하지 않는 잡음이 결과 영상에 반영될 수도 있다. 따라서 초음파 영상을 데이터화 한 후, 간과 신장 영역을 설정하고, 간, 신장 실질 영역을 추출한다. 초음파 영상에서 R간, 신장 실질 영역을 추출한 결과는 그림 5, 6과 같은 영상이다.

그림 5. 잡음을 제거한 간 영상
Fig. 5 Liver image after removal of noise

그림 6. 잡음을 제거한 신장 영상
Fig. 6 Kidney image after removal of noise

그림 5, 6와 같이 잡음을 제거한 영상을 추출한 간, 신장 영역을 실질 영역의 이외의 영역을 뚜렷하게 하기 위해 Fuzzy Contrast Enhancement 기법을 적용한다.

Fuzzy Contrast Enhancement는 3개의 소속구간(Dar, gray, Brightness)을 구하기 위해 Gray영상에서 최소 밝기값(I_{min}^d), 중간 밝기값(I_{mid}^g), 최대 밝기값(I_{max}^b)을 설정한다.

Dark 소속 구간 [I_{min}^d , I_{max}^d]에서 소속도가 1이 되

기 위한 중간값(I_{mid}^d)을 식 1과 같이 계산한다.

$$I_{mid}^d = \frac{I_{max}^d + I_{min}^d}{2} \quad (1)$$

따라서 구간 [I_{min}^d , I_{max}^d]에 대한 소속도는 다음과 같이 결정된다. Gray 삼각 소속 구간 [I_{min}^g , I_{max}^g]을 계산하기 위해 Dark 삼각 소속 구간의 중간 밝기값(I_{mid}^d), Gray의 중간 밝기값(I_{mid}^g), Brightness의 중간 밝기값(I_{max}^b)을 이용하여 Gray의 최소 밝기값(I_{min}^g)과 최대 밝기값(I_{max}^g)을 다음과 같이 계산한다.

$$I_{min}^g = \frac{I_{mid}^d + I_{max}^d}{2}, I_{max}^g = \frac{I_{mid}^g + I_{max}^b}{2} \quad (2)$$

Brightness 삼각 소속 구간 [I_{min}^{gray} , I_{max}^{gray}]을 소속도가 1이 되기 위한 중간값($I_{mid}^{brightness}$)을 다음과 같이 계산한다.

$$I_{mid}^b = \frac{I_{mid}^g + I_{max}^b}{2} \quad (3)$$

(1) R, G, B 각각의 빈도수가 적은 경우(Dark)의 소속도

$$\text{if}(X_m \leq I_{min}^d) \text{ or } (X_m \geq I_{max}^d) \text{ then } u(x)=0$$

$$\text{if}(X_m \leq I_{mid}^d) \text{ then } u(x) = \frac{(I_{max}^d - X_m)}{(I_{max}^d - I_{mid}^d)}$$

$$\text{if}(X_m \geq I_{mid}^d) \text{ then } u(x) = \frac{(I_{max}^d - X_m)}{(I_{max}^d - I_{min}^d)}$$

$$\text{if}(X_m = I_{mid}^d) \text{ then } u(x) = 1$$

(2) R, G, B, 각각의 빈도수가 중간 경우(Gray)의 소속도

$$\text{if}(X_m \leq I_{min}^g) \text{ or } (X_m \geq I_{max}^g) \text{ then } u(x)=0$$

$$\text{if}(X_m \leq I_{mid}^g) \text{ then } u(x) = \frac{(I_{max}^g - X_m)}{(I_{max}^g - I_{mid}^g)}$$

$$\text{if}(X_m \geq I_{mid}^g) \text{ then } u(x) = \frac{(I_{\max}^g - X_m)}{(I_{\max}^g - I_{\min}^g)}$$

$$\text{if}(X_m = I_{mid}^g) \text{ then } u(x) = 1$$

(3) R, G, B, 각각의 빈도수가 가장 밝은 경우 (Brightness)의 소속도

$$\text{if}(X_m \leq I_{\min}^b) \text{ or } (X_m \geq I_{\max}^b) \text{ then } u(x) = 0$$

$$\text{if}(X_m \leq I_{mid}^b) \text{ then } u(x) = \frac{(I_{\max}^b - X_m)}{(I_{\max}^b - I_{mid}^b)}$$

$$\text{if}(X_m \geq I_{mid}^b) \text{ then } u(x) = \frac{(I_{\max}^b - X_m)}{(I_{\max}^b - I_{\min}^b)}$$

$$\text{if}(X_m = I_{mid}^b) \text{ then } u(x) = 1$$

그림 7은 Fuzzy Contrast Enhancement 소속도 이다.

그림 7. Fuzzy Contrast Enhancement 소속도
Fig. 7 Fuzzy Contrast Enhancement member function

소속 함수를 통해 구한 값들을 이용하여 연산량을 줄이기 위해 Singleton 방식의 식(4)와 같이 그림 8, 10의 간, 신장 영역의 영상에 그림 9, 11의 Fuzzy Contrast Enhancement 기법을 적용한다.

식(4)에서 v_d, v_g, v_b 는 dark, gray, brightness의 소속구간의 중간 밝기값이며, X_m 는 gray영상에서 입력받은 각각의 pixel이다.

$$v_x = \frac{u_d(X_m) \times v_d + u_{gray}(X_m) \times v_g + u_b(X_m) \times v_b}{u_d(X_m) + u_g(X_m) + u_b(X_m)} \quad (4)$$

Gray영상에 Fuzzy Contrast Enhancement 기법을 적용한 영상은 그림 9, 11과 같다.

그림 8. 잡음을 제거한 간 영상
Fig. 8 Liver image after removal of noise

그림 9. Fuzzy Contrast 적용한 영상(간)
Fig. 9 Applying Fuzzy Contrast Image (Liver)

그림 10. 잡음을 제거한 신장 영상
Fig. 10 Kidney image after removal of noise

그림 11. FuzzyContrast 적용한 영상(신장)
Fig. 11 Applying Fuzzy Contrast Image (Kidney)

III. FCM 양자화를 이용한 지방간 대표값 추출

3.1. 잡음 제거 및 대표값 획득 할 영역 추출

추출할 간, 신장 영역을 추출하기 위해 Fuzzy Contrast Enhancement 적용한 간, 신장 영역에 평균 이진화를 적용한다. 이진화 적용한 간, 신장영상에서 Blob 기법을 적용하여 객체를 추출하고, 각 객체의 정보에 수식(5)와 같은 잡음 제거 과정을 적용하여 잡음으로 판별된 객체를 제거한다. 수식(5)와 같이 객체의 면적이 600보다 크

거나 같아야 되고, 객체의 하단이 잡음을 제거한 산장, 간 영상의 높이/2 보다 작거나 같으면 객체를 제거한다.

$$Object\ Remove = \begin{cases} Object\ Area \geq 600 \\ Object\ Bottom \leq ROIimage.Height/2 \end{cases} \quad (5)$$

잡음을 제거한 영상에서 Blob알고리즘을 이용하여 객체화하면, 객체화한 영역이 그림 13, 15 대표값을 추출할 영역이 된다.

그림 12. 간 영역 영상
Fig. 12 Liver image

그림 13. 간 영역 추출
Fig. 13 Liver area extraction

그림 14. 신장 영역 영상
Fig. 14 Kidney image

그림 15. 신장 영역 추출
Fig. 15 Kidney area extraction

3.2. FCM을 이용하여 Contrast Level 획득 및 대표 명암도 추출

대표값을 추출 할 간, 신장 영역을 FCM 알고리즘을 이용하여 지방, 간, 근육 등을 분류하기 위해 총 10개의 Level로 양자화 시킨다. FCM 알고리즘은 유클리드 거리를 이용하여 퍼지 소속도를 통해 가장 큰 소속정도를 나타내는 클러스터로 분류하는 Clustering 방법이다. FCM 알고리즘의 입력 벡터는 대표값을 추출할 간, 신장 영역의 Gray 값으로 사용한다.

다음은 FCM Clustering 알고리즘 방법이다.

표 1. FCM Clustering 알고리즘

Table. 1 FCM Clustering Algorithm

단계 1 : 알고리즘에 사용되는 인수를 초기화 한다.
단계 2 : 클러스터의 중심값을 식(1)과 같이 계산한다.

$$v_{ij} = \sum_{k=1}^n (u_{ik})^m x_{kj} / \sum_{k=1}^n (u_{ik})^m \quad (1)$$

식(1)에서 v_{ij} 와 x_{kj} 는 각각 클러스터의 중심과 입력벡터이고, m 은 지수 가중치이다.

단계 3 : 각 클러스터의 소속도를 식(2)와 같이 계산한다.

$$v_{ij} = 1 / \sum_{y=1}^c \left(\frac{|x_{kj} - v_{ij}|}{|x_{kj} - v_{ij}|} \right)^{2/m-1} \quad (2)$$

단계 4 : 오차 한계치를 식(3)과 같이 검사한다.

$$|U^{(p)} - U^{(p-1)}| \leq \varepsilon \quad (3)$$

현재 소속도 ($U^{(p)}$)와 이전 소속도($U^{(p-1)}$)의 차이가 오차 한계치(ε) 보다 작거나 같으면 알고리즘을 종료하고, 그렇지 않으면 단계 2로 가서 반복 수행한다.

FCM 알고리즘 기반 양자화 과정을 수행하는데 설정된 클러스터 수는 10개로 각 Clustering의 중심 값이 각각의 Gray 값이다.

간, 신장 실질의 대표색상은 FCM 알고리즘을 이용해 양자화가 된 10개의 Clustering된 색상 중 가장 높은 빈도수를 나타내는 명암도의 범위를 추출한다. 추출한 간, 신장 실질의 명암도의 범위에서 각각 명암도의 거리를 구한 후, 간과 신장의 명암도의 거리 값의 차이를 구해주면 간 지방의 대표 값을 추출 할 수 있다.

다음 그림 17, 19는 Normal 초음파 영상에서 FCM 알고리즘을 적용한 영상이다.

그림 16. 간 실질 영상
Fig. 16 Liver area image

그림 17. FCM을 적용한 영상(간)
Fig. 17 Applying FCM to Liver image

그림 18. 신장 실질 영상
Fig. 18 Kidney area image

그림 19. FCM을 적용한 영상(신장)
Fig. 19 Applying FCM to Kidney image

IV. 시뮬레이션

초음파 영상에서의 지방간 분류를 위해 본 논문에서 제안한 방법을 Intel(R) Core(TM)i5 와 4.00GB RAM이 장착된 노트북상에서 Visual Studio 2012로 구현하였으며, PHILIPS 초음파 기계에서 획득한 1024×768 크기의 Bitmap 형식으로 저장된 각기 다른 환자 유형 영상 24장을 대상으로 실험 하였다. 표 2는 초음파 영상에서 제

안된 방법을 적용하여 간과 신장 실질의 대표 값을 자동으로 추출 하였으며, 지방간의 유형별로 분류되는 것을 확인 할 수 있었다. 표 2의 범위는 FCM을 이용한 Contrast Level이며, Normal, Mild, Moderate는 지방간 정상 수치와 severe 지방간 판정 수치이다.

표 2. 제안한 방법을 적용한 결과
Table. 2 The results of applying the proposed method

	간 실질	신장 실질	결과	영 상			
Normal	28 ~ 57 (범 위)	28 ~ 58 (범 위)	1				
	29	30					
Mild	30 ~ 58 (범 위)	28 ~ 58 (범 위)	2				
	28	30					
Moderate	25 ~ 58 (범 위)	28 ~ 58 (범 위)	7				
	23	30					
severe	30 ~ 63 (범 위)	31 ~ 45 (범 위)	19				
	33	14					

실험에서 알 수 있듯이 Fuzzy Contrast Enhancement 와 FCM 양자화 기법을 적용한 결과 간과 신장에서 각각 대표 명암도를 추출하는 것을 확인 하였으며, 대표 명암도를 이용하여 지방간의 유형별로 분류가 가능한 것을 확인 할 수 있었다.

V. 결 론

본 논문에서는 Fuzzy Contrast Enhancement 기법과 FCM 기법을 이용하여 대비를 개선 및 간과 신장에서의 지방간 농도 수치를 분류하는 방법을 제시 하였다.

제안된 방법은 각각의 간, 신장 영역을 촬영한 초음파 영상에서 촬영 정보나 눈금자 등과 같이 필요 없는 부분을 잡음으로 간주하여, 제거한 ROI 영상을 추출하고, Fuzzy Contrast Enhancement 알고리즘을 이용하여 명암 대비를 강조한다. Fuzzy Contrast Enhancement가 적용된 간, 신장 영역 영상에서 평균 이진화를 적용한 후, Blob 알고리즘을 적용하여 간, 신장 영역의 ROI영상을 추출한다.

추출한 간, 신장영역의 ROI 영상을 FCM을 이용하여, 10개의 명암도 Level로 각각 분류한 후, 분류된 간, 신장 영역의 Contrast Level 중 많이 분포된 명암도 Level을 기준으로 간 영역의 대표 명암도와 신장 영역의 명암도를 추출 하였다.

제안된 방법을 간과 신장 영역을 촬영한 초음파 영상에 적용하여 간 지방도를 분류한 결과, 영상의학과 전문의의 진단과 일치하는 것을 알 수 있었다.

향후연구 과제로는 Bayesian 기법과 Hidden Markov Model을 이용하여 수십개의 영상을 자동으로 분류하는 방향으로 연구할 것이다.

감사의 글

본 논문은 부산대학교 자유과제 학술연구비(2년)에 의하여 연구되었음.

REFERENCES

- [1] Y. M. Kim, "Using quantitative analysis of liver ultrasound PACS," Journal of Ultrasound Medical Imaging, pp. 83-85, 2010.
- [2] Ricardo Ribeiro and J.Miguel Sanches, "Diffuse liver disease classification form ultrasound surface characterization, clinical and laboratorial data," 5th Iberian Conference IbPRIA 2011, pp. 167-175, 2011.
- [3] K. B. Kim, "Fuzzy Stretching Method of Color Image," Journal of The Korea Society of Computer and Information, Vol.18, No.5, pp.19-23, 2013.
- [4] T. H. Kim, J. H. Lee, Y. C. Hwang, "Fuzzy C-means algorithm with quantization based Study on the vehicle color recognition, Korea Multimedia Society, pp. 235-238, 2010.
- [5] H. Takagi and M. Sugeno, "Fuzzy Identification of Systems and Its Application to Modeling and Control," IEEE Trans. on Sys. Man and Cybern., Vol. 15, pp. 116-132, 1985.
- [6] J. H. Holland, Genetic Algorithms in Search, Optimization and Machine Learning, Addison-Wesley, Reading, MA, 1989.

장현우(Jang, Hyun Woo)

2012년 신라대학교 컴퓨터정보 공학과 졸업
2012년~ 현재 부산대학교 의과학과 석사과정 재학중
※ 관심분야 : Medical Image Processing, 패턴인식, 인공 신경망, 의료정보시스템, SOC

김광백(Kim, Kwang Beak)

1999년 부산 대학교 전자계산 학과 졸업(이학박사)
1997년 ~ 현재 신라 대학교 컴퓨터공학과 교수
2010년 ~ 현재 한국컴퓨터 정보학회 상임이사
2010년 ~ 현재 The Open Artificial Intelligence Journal (USA), Editor
2012년 ~ 현재 한국 멀티미디어 학회 국제 운영 부위원장 (운영이사)
※ 관심분야: 퍼지논리, 영상처리, 유전자알고리즘, 의료정보시스템, 생물정보학

김창원(Kim, Chang Won)

1991년 부산대학교 의과대학 졸업
1995년 ~ 1999년 부산대학교병원 영상의학과 전공의
1999년 ~ 2001년 부산대학교병원 영상의학과 전임의
2001년 ~ 2008년 부산대학교병원 영상의학과 기금교수
2009년 ~ 현재 부산대학교병원 영상의학과 부교수