

퍼지 이론을 이용한 의료 영상 특징
추출에 관한 연구

김 형석* 한 영오 박 상희
연세대학교 공과대학 전기공학과

A Study on Segmentation of Medical Image Using Fuzzy Set Theory

H.S. Kim*, Y.O. Han, S.H. Park
Dept. of Electrical Eng., Yonsei University

ABSTRACT

This paper describes a feature extraction in digitized chest X-ray image and CT head image.

There are Boundary Extraction, Thresholding, Region Growing, Split-Merge and Relaxation in feature extraction technique. In this study, Region Growing System was realized and Fuzzy Set Theory was applied in order to extract the vague region which the conventional method has difficulties in extracting.

The performance of proposed algorithm was proved by being applied to chest X-ray image and CT head image.

1. 서론

본 논문은 영상처리의 한 분야인 영상분해 (Image Segmentation) 과정을 흉부 X선 영상과 CT head 영상에 적용하여 복면 부위 및 친단에 도움이 되는 특징영역을 추출하고자 하는 연구이다.

기존의 영상해석에서 가장 기본이 되는 처리과정의 하나는 특징추출(Feature Extraction)이다. 특징추출 방법의 하나인 영상분해는 경계추출(Boundary Extraction), 임계처리 (Thresholding), 영역성장 (Region Growing), 분리-통합 (Split-Merge), 이완(Relaxation) 방법들이 있다.

경계 추출은 영상의 국부적(local) 특성을 이용하는 경계연산자를 이용하여 경계추출을 하지만 잡음에 대한 민감성, 경계의 불연속성 때문에 문제가 된다. 임계 처리 방법은 영상의 전역적(global)인 특성을 이용하며 얻어진 결과가 안정되고 분해된 영상에서 경계의 끊어짐이 없다. 그러나, 조명에 따른 영상의 밝기 변화, 임계치의 선택에 따라

잘못된 영역을 추출할 가능성이 높다. 영역성장 및 분리-통합 방법은 영상의 국부적인 특성의 유사성을 이용, 비교적 정확한 결과를 얻을 수 있지만 나누어지는 영역의 갯수 선정과 영역을 합하고 나누는데 필요한 임계치를 미리 정해야 하는 단점이 있다. 또한 이완 방법은 통계학적인 결정 방법을 영상에 반복적으로 적용하여 매순간의 결정을 바로 이전에 결정된 결과에 근거하여 조정함으로써 영상을 분해하는 방법으로 초기 확률값 및 적합 계수를 정할 때, 초기값을 정하는 방법을 달리하여야 하며 계산시간과 메모리양이 많이 필요하다.

이상의 영상 분해 방법들에서 영상의 전역적인 특성만을 고려하는 경우에는 영상의 배경과 물체 또는 물체와 물체가 완전히 분리되지 못하는 단점이 있으며 국부적인 특성만을 고려하였을 때 발생하는 불력화 현상이 있다. 또한 국부적 특성 및 전역적 특성을 고려하는 경우 모두다 입력영상이 갖는 고정된 고해상도를 이용하기 때문에 $n \times n$ 해상도의 영상에 대해 적어도 $n \times n$ 이상의 계산량을 요구하므로 영상의 시간적 처리가 상당히 어렵다.

본 논문에서는 전역적인 특성과 국부적인 특성을 고려하였을 때, 발생되는 문제점을 제거하기 위하여 영역 성장 방법의 하나인 피라미드 링킹(Pyramid Linking)을 이용하여 계산시간을 줄이고, 링킹과정에서 퍼지 집합 이론을 적용하여 기저 레벨의 특성을 고레벨에 최대한 반영하므로써 특징 추출의 성능을 높였으며 제안 알고리듬을 흉부 X선 영상 및 CT head 영상에 적용하여 그 성능을 확인하였다.

2. 피라미드 영상

피라미드 영상은 입력영상이 피라미드의 기저를 형성하는 구조이다. 피라미드의 일련의 레벨은 바로 전 레벨의 영

상의 평균을 취해서 구성되며 해상도는 반으로 줄어든다. 피라미드 영상을 사용함으로써 고레벨의 저레벨의 영상으로부터 얻어진 결과를 저레벨의 고해상도 영상을 분석하는데 이용할 수 있는 장점이 있다. [1]

본 실험에서는 흉부 X선 영상과 CT head 영상을 디지털 이즈한 256×256 영상을 $128 \times 128, 64 \times 64, 32 \times 32, 16 \times 16, 8 \times 8, 4 \times 4, 2 \times 2$ 로 압축한 하나의 영상 피라미드를 구성하였다.

2.1 가우시안 피라미드

한 단계씩 영상을 올라갈 때마다 에지의 흐려짐이 생겨, 그 결과 영상 내부에 담고 있는 특징들의 왜곡을 최소화하기 위하여 가우시안 피라미드(Gaussian Pyramid)를 구성하였다.

가우시안 피라미드를 구성하기 위하여 각 레벨 영상에 대하여 4×4 가우시안 마스크를 사용하여 Convolution을 취하였다.

$$I_k(i,j) = \sum_{m=0}^{K-1} \sum_{n=0}^{K-1} w(m,n) I_{k-1}(2i+m, 2j+n)$$

for $0 \leq i, j \leq N/2 - 1$

여기서 $w(m,n)$ 은 가우시안 커널이다.

가우시안 커널의 계수들은 다음과 같은 5가지 규칙을 만족하는 조건에서 구하였다.

1. Normalization

$$\sum_{m=0}^{K-1} \sum_{n=0}^{K-1} w(m,n) = 1$$

2. Symmetry

$$w(m,n) = w(k-1-m, n) = w(m, k-1-n) \\ = w(k-1-m, k-1-n) \quad \text{for all } m, n$$

3. Unimodality

$$0 \leq w(m,n) \leq w(p,q) \\ \text{for } m \leq p \leq K/2, n \leq q \leq K/2$$

4. 다음 레벨에 대한 균등한 공헌

$$\sum_{i=0}^{K-1} \sum_{j=0}^{K-1} w(m+2i, n+2j) = 1/4 \\ \text{for } m, n = 0, 1$$

5. Separability

$$w(m,n) = \hat{w}(m) \hat{w}(n)$$

이와 같이 구성된 가우시안 마스크는 low pass filter의 구성을 하며 본 논문에서 사용한 가우시안 마스크는 다음과 같다.

0.015625	0.045	0.045	0.015625
0.045	0.140625	0.140625	0.045
0.045	0.140625	0.140625	0.045
0.015625	0.045	0.045	0.015625

그림1 가우시안 마스크

Fig.1 Gaussian Mask

이상의 조건을 만족하는 가우시안 마스크를 사용하여 구성한 피라미드 영상은 그림2와 같다.

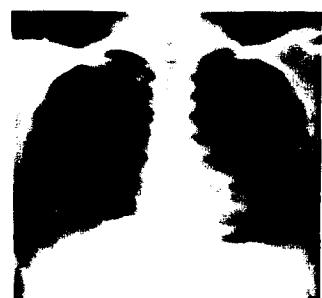
16×16 Image

32×32 Image

64×64 Image



128×128 Image



256×256 Image

그림2 피라미드 영상

Fig.2 Pyramid Image

2.2 피라미드 링킹

링킹은 피라미드 영상의 한 레벨에 속한 화소나 노드들이 근접레벨의 노드와 연결되는 과정이다. 피라미드 내에서 링킹이 완료되면 고레벨의 저레벨도 영역에서 저레벨의 고 해상도 영상으로 매팅과정을 수행하여 최하 레벨의 입력 영상에 대한 특징 추출을 완료한다.

기존의 Burt[2], Antonisse[3]등이 제안한 링킹과정에서, 자노드(Son node)는 가장 유사한 값을 갖는 부노드(Father node)에만 연결되는 방법을 취하였다.

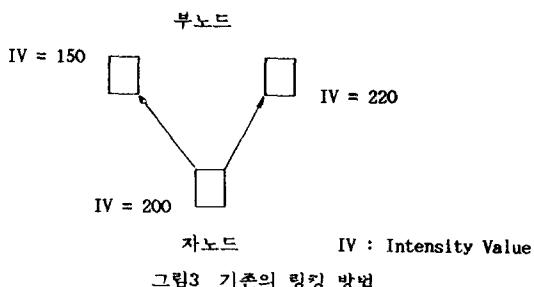


Fig.3 Conventional Linking Method

이와 같은 방법으로 링킹을 하였을 때, 차노드의 값이 부노드에게만 영향을 미치므로 저레벨의 영상 정보가 고레벨의 영상에 충분히 반영되지 못하는 결점이 발생하여 최종 특징 추출과정에서 불분명한 추출이 일어진다.

3. 퍼지 피라미드 링킹

1965년 Zadeh에 의해 처음으로 제안된 퍼지 집합 이론에서는 어떤 원소가 하나의 집합에 속하는 정도가 '0'이나 '1'만이 아니라 그 사이의 연속적인 값으로 표현될 수 있다. x 를 전체 집합 X 의 원소로 정의할 때, 퍼지집합 A 는 다음과 같이 정의된다.[4][5]

$$A = \{ (x, \mu_A(x)) \mid x \in X \}$$

여기서 $\mu_A(x)$ 는 x 가 집합 A 에 속하는 정보를 '0'과 '1' 사이의 연속적인 수로 표시하는 멤버십 함수가 된다.

본 논문에서는 Sigmoid-like function 을 멤버십 함수로 이용하여 자노드와 부노드 사이의 링킹 강도를 계산하므로써 저레벨 영상 정보를 고레벨의 영상에 충분히 반영하여 예매한 예지 부분의 특징추출을 더욱 명확히 할 수 있다.

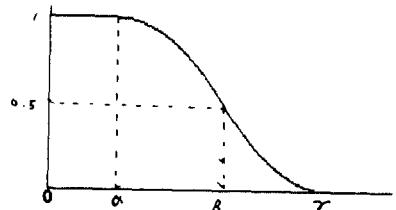


그림4 멤버십 함수

Fig.4 Membership Function

$$S(u; \alpha, \beta, \gamma) = \begin{cases} 1 & \text{for } u \leq \alpha \\ 1 - 2\left(\frac{u-\alpha}{\gamma-u}\right)^2 & \text{for } \alpha \leq u \leq \beta \\ 2\left(\frac{u-\gamma}{\gamma-\alpha}\right)^2 & \text{for } \beta \leq u \leq \gamma \\ 0 & \text{for } u \geq \gamma \end{cases}$$

$u = |X_{son} - X_{father}|$

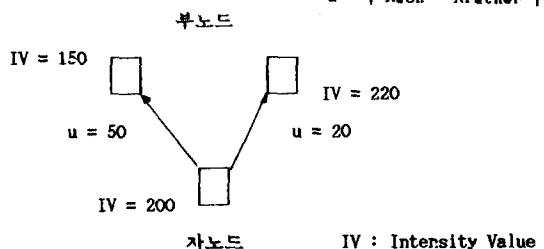


그림5 퍼지 링킹 방법

Fig.5 Fuzzy Linking Method

이와 같이 퍼지 이론을 이용하므로써 자노드는 부노드와 자노드의 차의 절대치인 u 에 반비례하는 강도로 부노드에 연결된다. 이때, 파라미터 α, β, γ 의 값은 특징 추출의 성능에 민감한 영향을 미침을 알 수 있다.

4. 실험 결과

본 연구에서 제안한 영상 처리 단계는 다음과 같다.

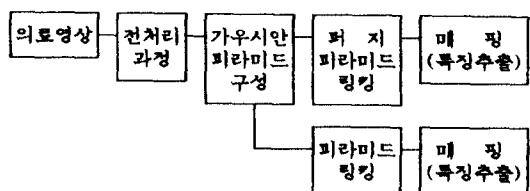


그림6 영상 처리 단계 구성도

Fig.6 Block Diagram of Image Processing

기존의 피라미드 링킹 과정과 퍼지 피라미드 링킹 과정을 적용한 흉부 X선 영상 및 CT head 영상에서 특징 추출 결과를 그림에서 알 수 있다. 흉부 X선 영상에서는 폐영역 분할을 알 수 있었으며, CT head 영상에서는 종양 및 Ventricle 을 명확히 추출할 수 있다. 기존의 피라미드 링킹을 적용하였을 경우가 불분명한 예지 부분의 특징 추출에서 성능이 떨어짐을 알 수 있고 특히 영역 성장을 하는 과정에서 특징이 다른 영역까지 침해하여 영역 성장의 오차를 유발함을 알 수 있다. 그러나 퍼지 피라미드 링킹을 적용하였을 경우 폐부위 및 종양, Ventricle 부위의 특징 추출에서 기존의 방법의 단점을 보완할 수 있어 보다 나은 특징 추출 결과를 얻을 수 있다.

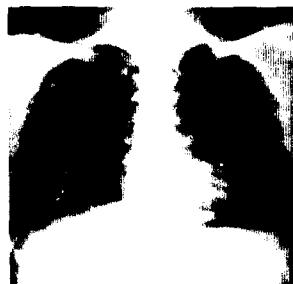


그림7-1 흉부 X선 원영상



그림7-2 2×2 Pyramid Linking

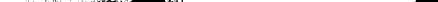


그림7-3 8×8 Pyramid Linking

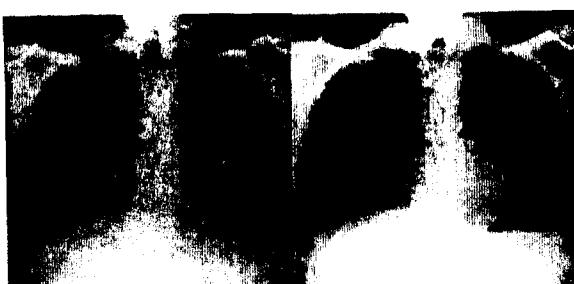


그림7-4 Fuzzy Pyramid Linking
 $\alpha=3, \gamma=45$



그림7-5 Fuzzy Pyramid Linking
 $\alpha=3, \gamma=50$

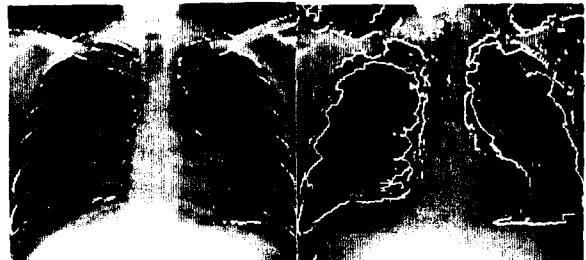


그림7-6 원영상의 예지

그림7-7 특징추출 영상의 예지



그림7-8 CT head 원영상

그림7-9 Fuzzy Pyramid Linking
 $\alpha=3, \gamma=65$

그림7 결과 영상

Fig.7 Result Image

5. 결 롤

본 연구에서는 흉부 X선 영상 및 CT head 영상의 특징 추출을 위하여 영역 성장 방법의 하나인 피라미드 링킹을 적용하였다. 피라미드 링킹 방식에서는 각 레벨에 따라 가우시안 마스크를 사용하여 영상 데이터량을 단축 시킬 수 있다. 그러나 링킹 과정에서의 저레벨 영상의 특성이 고레벨 영상에서 좀더 보존되어 질 수 있도록 퍼지링킹 알고리듬을 적용하였을 때, 흉부 X선 영상의 경우 기존의 방법보다 폐영역의 특징 추출에서 성능이 좋아졌으며, CT head 영상의 경우 종양부위 및 Ventricle 부분의 특징 추출도 더욱 향상됨을 알 수 있었다.

향후 보다 나은 결과를 위하여 파라미터 α , β , γ 의 변화에 따른 특징 추출 성능에 대한 연구 및 다양한 의료 영상에 대한 적용이 필요하리라 생각된다.

6. 참고문헌

1. A. Rosenfeld, "Mutiresolution Image Processing and Analysis", Springer, Berlin, 1984
2. P.J. Burt, "The Pyramid as a Structure for Efficient Computation", in Mutiresolution Image Processing and Analysis, A. Rosenfeld(ed.), Springer, Berlin, pp.6-35, 1984
3. H.J. Antonisse, "Image Segmentation in Pyramids", Computer Graphics and Image Processing, vol. 19, pp. 367-383, 1982
4. H.J. Zimmermann, "Fuzzy Set Theory and Its Applications", Kluwer-Nijhoff Publishing, 1986
5. Abraham Kader, "Fuzzy Techniques in Pattern Recognition", A Wiley-Interscience Publication, 1982