

論文95-32B-12-7

에지 기반 히스토그램 평활화를 이용한 의료 영상의 개선

(The enhancement of medical image using
edge-based histogram modification)

金景敏*, 文允植*, 朴重租*, 鄭淳元*, 朴貴泰**

(Kyoung-Min Kim, Yun-Shik Moon, Joong-Jo Park, Soon-Won Jung,
and Gwi-Tae Park)

요 약

영상처리의 목표는 관측자를 위하여 영상의 시각적인 측면을 개선하는 것이다. 영상 개선(enhancement)의 목적은 특정 적용분야에 따라 달라지며, 또 특정 목적을 위해 사용되어지는 영상 개선 알고리즘은 다른 적용분야에는 적용되지 못하는 경향이 있다. 본 논문에서는 먼저 기본적인 평활화 알고리즘인 global histogram equalization, local histogram equalization과 clipped histogram equalization에 대해 살펴보고자 한다. 또한 이러한 알고리즘을 기본으로 수정된 버전을 제시하고자 한다. 본 논문에서는 세부적인 정보를 감지하기 위해 비에지부분과 에지부분을 구분하여 평활화를 행하는 방법을 제안한다. 그리고 의료영상에 제안된 방법을 적용하여 기존의 방법에 비해 영상이 개선됨을 보인다.

Abstract

The goal of enhancement is to improve the perceptual aspect and visual appearance of images for human viewers. The objectives of image enhancement vary according to its specific application and an image enhancement algorithms used for a specific objective may not be accepted in some other applications. In this paper we review some of conventional enhancement techniques, such as global histogram equalization(GHE), local histogram equalization(LHE), clipped histogram equalization(CHE). We also describe some modified version of these algorithms. The proposed method is to detect detail information. We distinguish edge from nonedge and apply histogram equalization respectively. Simulation results demonstrate the performance of the proposed method for medical image.

I. 서 론

최근 들어 영상 처리 기술이 발달함에 따라 영상을 분석하는 방법과 이를 통해 필요한 정보를 알아내고자 하는 노력들이 많이 있어 왔다. 예를 들면, 병원에서는

환자의 CT(computed tomography)촬영 등을 통하여 종양의 위치나 발생 유무를 정확히 알아내는 일이나, 인공위성 사진에서의 지상정보 취득시 그리고 범죄 수사에서의 여러 사진의 정확한 분석시 필요하다. 특히, 입력 영상의 히스토그램 분포가 일부로 치우쳐 있는 경우, 즉 밝은 쪽이나 어두운 쪽에 치우쳐 있다든지, 어느 농도치 부근에 모여 있는 경우는 반드시 좋은 환경으로 영상이 입력되었다고 할 수 없다. 이런 영상은 시각적으로 인식하기 어려우며 이에 적절한 처리를 해주어서 관측자가 이를 쉽게 인식할 수 있어야 한다. 이러한 영상에 대한 분석은 여러 가지 측면에서 접

* 正會員, 高麗大學校 電氣工學科

(Dept. of Electrical Eng. Korea Univ.)

** 正會員, 高麗大學校 電氣工學科, 서울大 ERC-ACI
研究委員

(Dept. of Electrical Eng. Korea Univ.)

接受日字: 1995年1月20日, 수정완료일: 1995年11月24日

근할 수 있겠으나, 본 논문에서는 histogram modification을 통한 방법에서 접근해 보았다. 이 방법을 위와 같은 상황에 적절히 이용함으로써 관측자가 원하는 상세한 영상을 얻을 수 있을 것이다.

Histogram modification이란 영상의 히스토그램을 변화시켜 이론상으로 볼 때 정보의 증가가 없으나 영상의 콘트라스트를 개선하여 시각적인 향상을 가져올 수 있는 영상 강조 기법을 말한다.

이와 같이 인식이 어려운 영상을 쉽게 인식 가능하도록 처리하는 방법에는 여러 가지가 있지만, 본 논문에서는 영상의 히스토그램을 변화시켜 영상의 콘트라스트를 향상시키는 histogram modification 방법 중 histogram equalization을 이용하여 영상의 콘트라스트를 향상시키고자 하였다. 이를 통해 기존의 알고리즘의 단점들을 보완하여 개선된 방법을 제시하고자 한다.

2장에서는 히스토그램 평활화에 대한 수학적 배경에 대해 기술하며, 3장에서는 기존의 히스토그램 modification 방법에 대해 서술하며, 장단점을 제시하고자 한다. 4장에서는 기존의 방법들에 대한 문제점을 보완하여 좀더 나은 결과를 가지도록 에지 기반 히스토그램 modification방법을 제안하고자 한다. 그리고 그 제안된 방법의 효율성을 증명하기 위해 5장에서는 의료 영상에 적용하여 도시하고자 한다. 그리고 6장에서는 본 논문의 결론에 대해 언급한다.

II. 수학적 배경

1. 히스토그램의 정의

한 영상내에서 각 계조치에 대하여 영상 중에서 그 계조치를 가진 화소수의 분포를 나타내는 것을 계조치 히스토그램이라 부른다. 히스토그램은 그 영상이 어떠한 계조치를 가진 화소로 분포되어 있는가의 정보를 나타낸 것이며, 특히 디지털 영상에 있어서는 그 처리가 용이하고, 대단히 유용한 수단의 하나로 되고 있다.

n_i 를 한 영상내에서 계조치 G_i 를 가지는 화소수라고 하면 영상의 히스토그램은 계조치 M 의 집합으로 정의할 수 있고, 다음과 같이 표현된다.

$$h_i = \frac{n_i}{n_t} \text{ for } i=0 \text{ to } M-1 \quad (1)$$

여기서 M 은 영상내의 계조치의 전체수(8bit이면 256)

를 나타낸다.

예를 들어 $128 \times 128 \times 8$ 계조치영상에 대한 화소의 분포(n_i)는 표 1과 같이 주어질 수 있다. 이 영상에 대한 히스토그램 (h_i 's)은 식 (1)에 의해 계산되어진다. 표 1의 중앙칸은 영상내의 각 계조치에 대한 화소수를 의미하며, 오른쪽칸은 각 계조치에 대한 계산된 히스토그램을 나타낸다. 각각 h_i 는 i 번째 계조치를 가지는 한 화소에 대한 확률 $P_r(G_i)$ 을 나타내며, 전체합은 항상 1이 된다. 그리고 계조치 j 보다 작거나 같은 계조치를 가지는 화소의 확률값은 식 (3)과 같이 나타낼수 있다.

$$\sum_{i=0}^{M-1} h_i = 1 \quad (2)$$

$$P_r(G_i \leq G_j) = \sum_{i=0}^j h_i \quad 0 \leq j < M \quad (3)$$

표 1. 영상의 히스토그램 계산 예

Table 1. Numerical example of histogram.

Graylevels	n_i	h_i
0	1028	0.0627
1	3544	0.2163
2	5023	0.3066
3	3201	0.1954
4	1867	0.1139
5	734	0.0448
6	604	0.0369
7	383	0.0234
n_t	16384	

히스토그램이 가지는 특성은 다음과 같다. 히스토그램에서는 각 화소의 계조치만이 문제가 되고, 각 화소의 위치에 대해서는 고려하지 않으므로, 영상이 가지고 있는 공간적 정보, 즉 2차원적 특성은 상실된다. 이 때문에 어떤 계조치를 가진 화소가 몇 개 있는가(어느 정도의 비율인가)는 알 수 있으나, 이들의 화소가 영상 중의 어디에 위치하고 있는가에 대해서는 전혀 알 수 없음을 주의할 필요가 있다. 그리고 한 영상에 대해서 히스토그램은 하나로 결정된다. 다시 말해 다른 영상이 동일한 히스토그램을 가질 수는 없는 성질이 있다.

그리고 히스토그램은 각 계조치를 가진 화소수를 계수한 것이므로, 영상을 몇 개의 영역으로 나눈 뒤 각 영역에서의 히스토그램을 이미 알고 있으면, 이들의 합으로 영상 전체의 히스토그램을 얻을 수 있다.

2. Histogram Equalization

계조치 스케일변환은 영상 내의 화소의 위치에 의존하지 않는다. 범위(scale) $[p_0, p_k]$ 내의 밝기 p 의 새로운 범위 $[q_0, q_k]$ 내의 밝기 q 로의 변환 T 는 다음과 같이 주어진다.

$$Q = T(P) \tag{4}$$

계조치 스케일변환은 주로 관측자가 영상을 관측할 때 영상의 계조치의 분포가 특정 히스토그램에 조밀하게 몰려 있으면 사람의 시각으로 영상에서 계조치를 구별하기가 어려우므로 이러한 영상을 관측하기 쉽게 하고자 할 때 사용되어지며, 변환된 영상은 콘트라스트가 향상되어지고 계조치가 고르게 분포되어 더 용이하게 할 수 있다. 예를 들어, X-ray 영상들과 같은 의료 영상들은 변환 후에 더 선명하여 감별이 용이하게 된다. 콘트라스트향상에 사용되어지는 대표적인 계조치 스케일변환은 histogram equalization 방법이다¹²⁾.

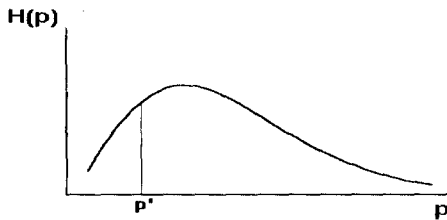


그림 1. 원 영상의 Histogram 분포
Fig. 1. Histogram distribution of original image.

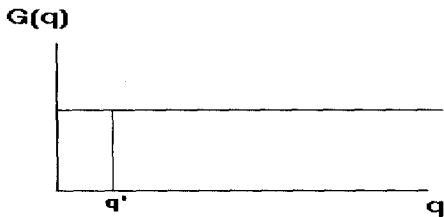


그림 2. 변환된 영상의 Histogram 분포
Fig. 2. Histogram distribution of transformed image.

그림 1과 그림 2에서 $H(p)$ 와 $G(q)$ 는 일종의 확률 밀도 함수로 생각하며, 원래 영상에서의 계조치 p' 는 식 (5)에 의해 새로운 계조치 q' 로 바뀌게 된다.

$H(p)$ 의 계조치 범위가 $[p_0, p_k]$ 라 하고, $G(q)$ 의 계조치 범위를 $[q_0, q_k]$ 라 하면,

$$\sum_{i=0}^k G(q_i) = \sum_{i=0}^k H(p_i) \tag{5}$$

식 (5)의 합은 이산 분포 함수(discrete distribution function)로 해석되어질 수 있다.

원래의 영상이 N 개의 행과 열이 있다면 평활화된 히스토그램 $G(q)$ 는 정규확률 밀도함수(uniform probability density function) f 에 일치하고 전체 값은 다음과 같다.

$$f = \frac{N^2}{q_k - q_0} \tag{6}$$

평활화된 히스토그램은 식 (6)의 값을 식 (5)의 좌변에 대입하여 식 (5)의 이상적인 연속 밀도 함수로 얻어질 수 있다.

$$N^2 \int_{q_0}^{q'} \frac{1}{q_k - q_0} ds = N^2 \frac{q' - q_0}{q_k - q_0} = \int_{p_0}^{p'} H(s) ds \tag{7}$$

$$q' = \frac{q_k - q_0}{N^2} \int_{p_0}^{p'} H(s) ds + q_0 \tag{8}$$

이산치(discrete)일 경우에는 다음과 같이 표현된다.

$$q' = \frac{q_k - q_0}{N^2} \sum_{i=p_0}^{p'} H(i) + q_0 \tag{9}$$

III. 기존의 히스토그램 modification 방법

Histogram modification이란 영상의 히스토그램을 변화시켜 이론상으로 볼 때 정보의 증가는 없으나 영상의 콘트라스트를 개선하여 시각적인 향상을 가져올 수 있는 영상 강조 기법을 말한다.

Histogram modification 방법에는 Global Histogram Equalization, Histogram Flattening, Local Histogram Equalization, Clipped Histogram Equalization 등이 있다.

1. Global Histogram Equalization(GHE)

입력 영상의 누적밀도함수와 변환함수는 우리가 처리하고자하는 영역에 의존한다. 전 영상(entire image)의 계조치 분포를 기반으로 하여 영상의 계조치에 대해 histogram equalization을 행하는 방법이 global histogram equalization이다. 그리하여 원 영상의 계조치를 적절히 분포시킴으로써 시각적 효과를 얻는 것이다¹¹⁾. GHE는 영상 처리 시간은 매우 빠르나 콘트라스트 향상이 전 영상의 계조치 통계에 기초하기 때문에 어떤 레벨들은 영상의 특정하게 덜

중요한 부분(예를 들면, 배경 등)의 묘사에 사용되어지며 또한 적은 콘트라스트를 가진 작은 영역내의 상세한 정보는 상실하는 단점이 존재한다.

그리하여, 전체 영상에 대한 정보가 필요한 것이 아니라, 어느 특정한 부분의 정보만 원한다면 그 부분에 적절한 크기의 영역(window)을 설정하여 그 부분만 처리할 수 있다. 이때는 GHE의 단점이 보완되나 처리시간의 문제가 발생하게 된다.

한편, Histogram flattening은 히스토그램 평활화의 단점을 보완하여 영상의 주어진 히스토그램에서 평균값을 계산하여 모든 히스토그램 분포가 균일하게 존재하도록 만드는 것이다. 평균치를 넘는 히스토그램이 존재하면 이를 잘라서 다음 레벨의 히스토그램에 재배치한다. 그러나 어느 한 레벨에서 다음 레벨로 잘려 나가게 될 히스토그램을 선정할 때 임의로 해야 되기 때문에 원래의 영상의 정보가 약간 상실되는 단점이 있다. 하지만 일부분에 집중되어 있는 히스토그램을 전 영역에 골고루 분산시킴으로써 영상의 콘트라스트를 향상시킬 수 있다는 장점이 있다.

2. Local Histogram Equalization (LHE)

앞 절의 GHE 방법과는 달리 각각의 화소에 대해 적절한 영역(block)을 설정하여 그 영역 내의 계조치에 대하여 histogram equalization을 행함으로써 GHE의 문제점을 다소 보완한 방법이다^[4].

GHE는 콘트라스트 향상이 전 영상의 통계에 기초하기 때문에 영상의 상세한 정보를 알 수 없는 반면, local histogram equalization(LHE)는 주어진 화소의 새로운 변환값이 영상의 부영역내에 존재하는 주위의 화소들의 통계에 의한 영향만을 받으므로 영상이 GHE에 비해 훨씬 더 상세해지는 장점이 있다.

그러나, LHE에는 histogram equalization이 행해지는 영역을 결정하는 방법과 영역내에서 histogram equalization의 처리를 어떻게 실행하느냐에 따라 크게 3가지 방법으로 나누어질 수 있다.

첫째는 영상내의 각 화소를 중심으로 적절한 영역(window)을 설정하여 그 영역 내를 histogram equalization 처리한 후 영역이 서로 겹치지 않게 그 크기만큼 이동시킨 후 다음 영역을 histogram equalization 처리하여 전체 영상에 대해 순차적으로 영역을 옮겨 가면서 처리하는 방법이다.(그림 3 참조)

두번째 방법은 적절한 영역을 설정하여 그 영역 내

를 histogram equalization을 시행한 후 영역을 이동시킬 때, 첫번째 방법과는 달리 그림 4와 같이 영역이 서로 반만 겹치게 이동하면서 전체 영상을 처리한다. 그리고, 영역 내를 처리한 후 그 histogram equalization 결과는 영역이 서로 겹치지 않는 부분, 즉 영역의 1/4부분에만 적용된다.

마지막으로, 세번째 방법은 영역을 이동시킬 때 영역이 서로 겹치지게 하는 것은 두번째 방법과 비슷하나 이 방법은 영역을 한 화소씩 이동시키며 영역 내의 영상을 histogram equalization을 시행한다. 그리고 두번째 방법이 영역이 겹치지 않는 부분에만 적용한 반면 세번째 방법은 그림 5와 같이 영역 내의 한 화소 또는 여러 화소에 적용한다.

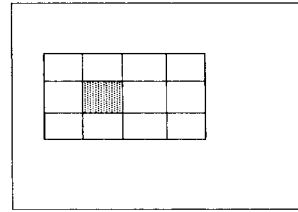


그림 3. 방법 I
Fig. 3. Method I.

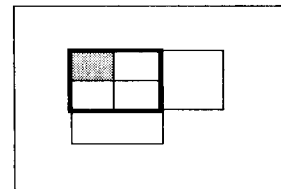


그림 4. 방법 II
Fig. 4. Method II.

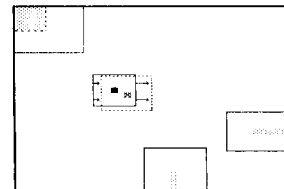


그림 5. 방법 III
Fig. 5. Method III.

LHE는 적정 영역을 설정하여 그 영역 내에서만 통계에 기초하므로(그 지역의 계조치를 0에서 255까지 변형) 특정 부분의 상세한 정보를 얻을 수 있다.

그러나, 첫번째 방법 I과 두번째 방법 II의 경우 영상 처리 시간은 GHE에 비해 차이가 별로 없으나 LHE를 수행함에 있어서 영역을 나눌 때 영역의 경계

들은 LHE를 마친 후에도 잔류하여 블럭 현상이 발생한다.

세번째 방법 Ⅲ의 경우, 방법 I과 방법 II에서 발생한 영역 경계에 의한 blocking 현상은 없으나 영역을 이동시킬 때 한 화소씩 이동함으로 영상 처리 시간이 매우 오래 걸린다는 단점이 있다. 예를 들어 386 DX 40 PC로 512 × 512 크기의 영상을 방법Ⅲ의 LHE로 처리할 경우 약 5 시간이 소요된다.

그리고 LHE 수행시 영역 크기를 너무 크게 설정하면 GHE와 비교해 영상의 콘트라스트 향상에 차이가 없으며, 반면에 너무 작게 설정하면 (예를 들어 128 × 128 크기의 영상에서 10 × 10 미만) LHE를 처리한 후 영상을 거의 알아볼 수 없게 된다. 일반적으로 사용되는 적정 영역 크기는 16 × 16 정도이다.

3. Clipped Histogram Equalization (CHE)

일반적으로 영상의 시각적 개선을 위하여 처리 기법을 사용하면 영상의 콘트라스트 향상 뿐만 아니라 영상에서의 노이즈의 증가 또한 수반한다. 영상에서의 노이즈 증가는 영상 검사시 매우 방해가 되며 문제를 일으킨다. 따라서 노이즈가 매우 뚜렷한 경우에는 콘트라스트 향상에 어떤 제한이 필요하게 된다. CHE는 이러한 문제점을 해결하고자 제안되었다.

보통 GHE는 에지의 강조와 동시에 노이즈의 증가를 가져오므로 CHE와 병행함으로써 영상에 존재하는 노이즈를 억제하면서 영상의 콘트라스트를 향상시킬 수 있다. 이는 영상의 히스토그램의 최대값을 제한하여 노이즈의 감소를 얻을 수 있기 때문이다. 그러나 이 방법도 노이즈 뿐만 아니라 에지 또한 감소하게 하는 문제점을 갖고 있다¹⁵⁾.

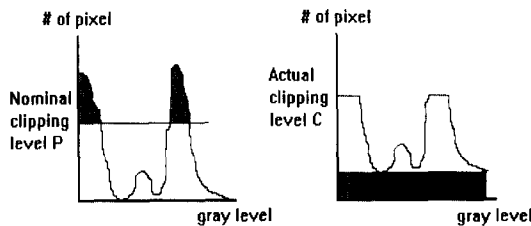


그림 6. CHE 방법
Fig. 6. CHE Method.

CHE는 콘트라스트 제한 이론을 이용한 방법으로 그림 6과 같이 임의의 최대값을 설정하여 이 최대값을

넘는 히스토그램의 윗 부분을 잘라 계조치의 전 영역에 재배치함으로써 히스토그램의 최대값을 제한하여 histogram equalization 변환 후에도 최소 범위를 가지게 하기 위한 것이다. 그러나 CHE는 실제 히스토그램을 자르는 것이 아니라 계산시에만 적용하는 것으로 영상내에 존재하는 정보를 파괴하지는 않는다.

CHE는 clipping level을 조절함으로써 원 영상과 GHE 처리한 영상과의 중간 단계의 영상을 얻을 수 있다.

IV. 제안된 히스토그램 modification 방법

이상에서 우리는 기존의 histogram equalization 방법들에 대해 살펴 보았다. GHE는 영상의 전 영역에 대해 처리하므로 처리 시간이 짧은 반면 특정 부분의 상세한 정보를 알 수 없다는 단점이 있었으며, LHE는 GHE의 단점을 보완하나 적용 방법에 따라 블럭현상이 발생한다든지, 시간이 오래 걸린다는 단점이 존재하였다. 또, 위의 방법들을 사용하는데 있어서 노이즈의 증가에 대한 대안으로 CHE 방법이 제시되어 노이즈가 많이 존재하는 영상에는 좋은 결과를 가져오나 일반 영상으로 적용 범위를 확대시킬 수 없다는 단점이 존재한다. 그리하여 본 장에서는 위의 방법들에 대한 단점을 보완하여 좀 더 향상된 영상을 얻을 수 있는 modification 방법을 제시하고자 한다.

1. 개요

영상 중의 대상물과 배경의 경계는 계조치가 갑자기 변화하는 부분(edge)에 위치하는 것으로 생각되므로 이러한 숨은 정보(edge 정보)를 구분하여 일반정보와 다르게 처리하는 것이 영상의 콘트라스트를 향상시키는데 도움이 된다. 즉 영상에서 한 화소와 주위 값들과 비교하여 (예를 들면, 근방의 화소와 그 화소의 계조치 차의 최대값, 혹은 각각의 차의 절대값의 합 등) 에지 성분과 비 에지 성분을 따로 구분하여 각각 histogram equalization을 행한다는 것이다.

2. 에지 영역 검출 방법

본 절에서는 에지 영역 검출 방법에 대해 기술한다. 에지성분 검출은 일찍부터 많이 연구되고 있으며, 미분이나 매칭 등 수학적 기초가 상당히 확실한 기법이 사용되고 있다. 일반적으로 계조치의 불연속성을 검출하려면 미분 연산자를 사용하면 된다. 디지털 영상의 경

우, 미분은 차분으로 표현 가능하며, 예를 들어 x 방향(0°) 및 y 방향(90°)의 1차 편미분은 다음과 같이 주위 화소와의 차로 근사화하여 정의할 수 있다.

$$\Delta_x f(x, y) \approx f(x, y) - f(x-1, y) \tag{10}$$

$$\Delta_y f(x, y) \approx f(x, y) - f(x, y-1) \tag{11}$$

제안된 방법에서는 4방향(혹은 8방향)에 대해 1차 편미분의 최대값이 적절한 임계치 T보다 큰 경우를 에지 성분으로, 그렇지 않은 부분은 비에지 영역으로 나누어서 히스토그램 equalization을 행한다.

$f(x-1, y-1)$	$f(x, y-1)$	$f(x+1, y-1)$
$f(x-1, y)$	$f(x, y)$	$f(x+1, y)$
$f(x-1, y+1)$	$f(x, y+1)$	$f(x+1, y+1)$

영상내의 두 부분 즉 에지 성분과 비에지 성분을 구분하기 위해서는 먼저 경계 부분을 찾는 수학적 모델과 근거가 있어야 한다. 그리하여, 본 논문에서는 이웃하는 각 계조치과의 차의 최대값을 이용하여 주어진 임계치를 기준으로 에지 성분과 비에지 성분으로 나눈다. 경계 부분을 검출하기 위한 식을 4 방향에 대해 기술하면 다음과 같다.

$$\begin{aligned} & \frac{f(x, y) - f(x-1, y)}{\Delta x}, \frac{f(x, y) - f(x+1, y)}{\Delta x}, \\ & \frac{f(x, y) - f(x, y-1)}{\Delta y}, \frac{f(x, y) - f(x, y+1)}{\Delta y} \end{aligned} \tag{12}$$

여기서 $\Delta x=1, \Delta y=1$ 이다.

다음 식을 만족하게 되면 경계부분으로 분류하고 나머지는 비 에지로 나누어서 각각에 대해 histogram equalization 처리를 행한다.

$$\text{Max} [|D_0|, |D_1|, |D_2|, |D_3|] > T \tag{13}$$

여기서

$$\begin{aligned} D_0 &= f(x, y) - f(x-1, y) \\ D_1 &= f(x, y) - f(x+1, y) \\ D_2 &= f(x, y) - f(x, y-1) \\ D_3 &= f(x, y) - f(x, y+1) \end{aligned}$$

3. 임계값 T의 선택

영상 처리의 전처리 단계에서 에지 성분을 찾기 위한 알고리즘 사용시 발생하는 문제는 임계치 T를 어떻게 선택할 것인가이다. 일반적으로, 임계치 T는 영상에 의존하는 경향이 있으므로 임의로 적절하게 선택하였다. 한 예로 영상의 이치화시에 그림 7과 같이 차분

히스토그램에서 최대 피크를 찾아 임계화하는 경우가 있으나, 임계값의 적은 변화에도 결과영상에 미치는 영향은 크게 미치는 단점이 존재하였다. 그래서 본 논문에서는 좀 더 영상변화에 둔감하고 효율적인 임계값 T를 구하기 위해 통계적 방법에 의해 결정하였다.

영상의 각각의 화소에 대해 주위 화소와의 편차를 구한후 각 화소에서의 편차의 최대값 분포를 도시하여 이들의 차분 누적 히스토그램에서 적절한 T를 결정한다. 다음 그림 8, 9는 영상의 편차를 도시한 차분 히스토그램 그림을 나타낸다. 여기에서는 대표적인 2가지 경우를 비교함으로써 이에 대한 결과를 고찰하겠다.

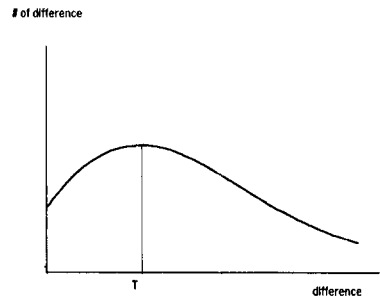


그림 7. 편차의 Histogram (T=threshold)
Fig. 7. Histogram of difference value.

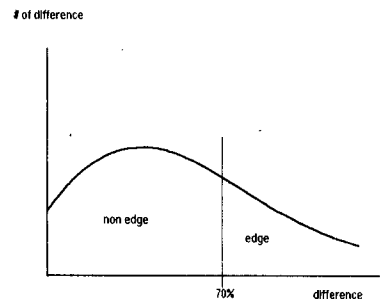


그림 8. 편차의 Histogram (T=70%인 경우)
Fig. 8. Histogram of difference value (T=70%).

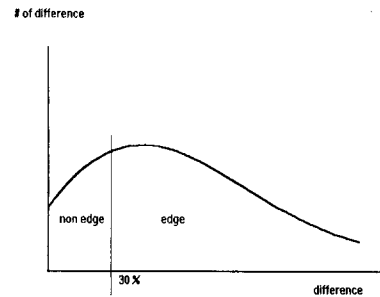


그림 9. 편차의 Histogram (T=30%인 경우)
Fig. 9. Histogram of difference value (T=30%).

2장에서와 같이 영상내의 이웃화소와의 계조치의 최

대값 D 를 가지는 화소수를 d_i 라고 하면 그에 대한 히스토그램은 다음과 같이 표현된다.

$$h_i = \frac{d_i}{D_i} \quad \text{for } i=0 \text{ to } D-1 \quad (14)$$

여기서 D 은 영상내의 계조차(gray level difference)의 전체수를 나타내며, 그리고

$D_i = \text{MAX}[|D_0|, |D_1|, |D_2|, |D_3|]$ 를, d_i 는 $N \times N$ 영상일 경우 N^2 이 된다.

$$D(z) = \sum_{i=0}^{D-1} h_i = 1 \quad (15)$$

$$\begin{aligned} D(z) &= D_1(z) + D_2(z) \\ &= P_r(N_i \leq N_j) + P_r(N_i < N_j \leq N_{D-1}) \\ &= \sum_{i=0}^j h_i + \sum_{i=j+1}^{D-1} h_i \end{aligned} \quad (16)$$

식 (16)은 누적밀도함수를 나타내며, 그림 10과 같이 에지영역 $D_2(z)$ 와 비에지영역 $D_1(z)$ 으로 나누어서 처리하고자한다. 즉 우리는 위의 식에서 $P_r(N_i \leq N_j)$ 를 비에지영역으로 보고 전체 영상에 대해 70%에 해당하는 $D_1(z)$ 가 0.7의 값을 갖는 j 값을 구한다. 여기서 설정된 j 값이 의미하는 바는 이웃 화소와의 차의 크기를 나타내며, 실제로 히스토그램 평활화를 행할 때는 이 경계값 즉 전체 영상의 70%에 해당하는 j 값 보다 적은 편차를 갖는 위치의 원 화소와 경계값보다 큰 값을 갖는 화소에 대해 각각 분리하여 히스토그램 평활화를 처리한다. 그리하여 앞서 언급했던 히스토그램의 성질에 의해 각각의 평활화된 영상을 결합하면 원 영상에 비해 개선된 영상을 얻을 수 있다.

그림 11의 두 가지 경우를 비교하여 보면 70%에서 결정된 경우는 비에지 영역 70%와 에지 영역 30%로 분리되므로 우리의 눈에는 비에지를 배경으로 하여 에지가 눈에 띄게 된다. $T(p)$ 는 일반적인 GHE인 경우를 나타내며, $T(p_1)$ 은 70%를 경계로 각각에 대해 GHE를 행한 결과를 도시한다. 두번째, T 가 30%인 경우에는 수적으로 많은 에지를 배경으로 하여 비에지가 눈에 띄게 된다. 물론 T 의 값이 커질수록 더 큰 에지를 찾아낼수 있다. 그러나, 여기서 유의하여야 할 점은 T 의 값이 100%이거나 0%일 때는 에지와 비에지가 분리가 안되므로 일반 GHE와 동일한 영상을 얻을 수가 있다는 것이다. 따라서 T 의 값이 너무 크거나 작을 경우에는 GHE와 유사하게 되어 시각적 효과는 떨

어진다.

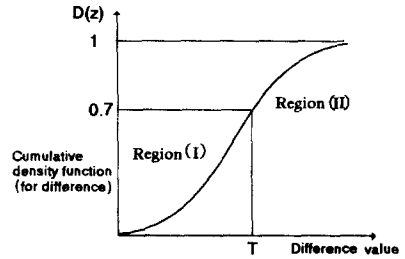


그림 10. 차분값에 대한 누적밀도함수
Fig. 10. Cumulative density function of difference value.

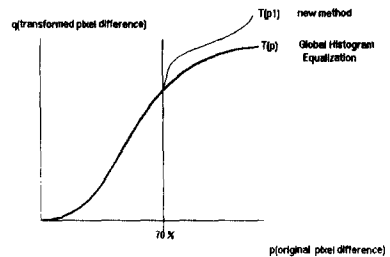


그림 11. (a) $T=70\%$ 인 경우
Fig. 11. (a) In case of $T = 70\%$.

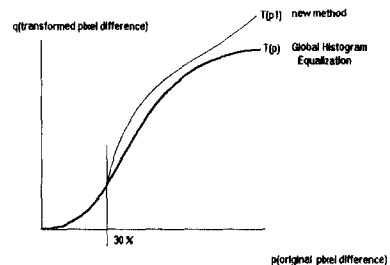


그림 11. (b) $T=30\%$ 인 경우
Fig. 11. (b) In case of $T = 30\%$.

차분값의 누적밀도함수에서 구한 T 와 일반적 임계값으로서의 T 의 선택은 근본적으로 같지만, 일반적인 방법으로 임계값 T 를 선정하게 되면 영상내의 에지영역과 비에지영역이 임계값 변화에 따라 민감하게 반응하게 된다. 그러나 본 논문에서 제안된 통계적 방법에 의한 임계값 결정은 차분값에 대한 누적밀도함수의 변화에 대한 임계값의 변화가 상대적으로 적음을 알 수 있다. 그리하여, 영상에 대해 robust한 특성이 있게 된다.

V. 실험 결과

본 논문에서 제안한 방법의 의료 영상에 적용하여 그

결과를 V장에서 도시하였다. 그림 12는 원 영상과 그
 의 히스토그램분포를 나타내며, 그림 13은 GHE 처리
 를 행한 영상과 변환된 영상의 히스토그램분포를 나타
 낸다. GHE 처리를 행한 영상은 전체적으로 영상의 정
 보들이 시각적으로 개선되었음을 볼 수 있으나 오른쪽
 하단의 상세한 세포 부분은 덜 개선되었음을 알 수 있
 다.

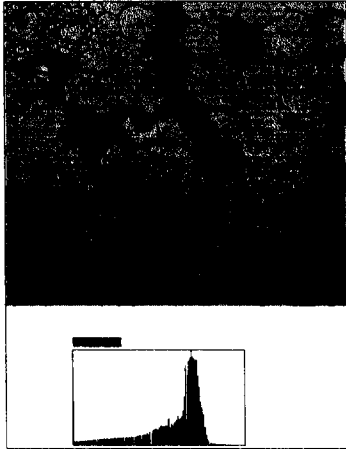


그림 12. 원 영상
 Fig. 12. Original image.

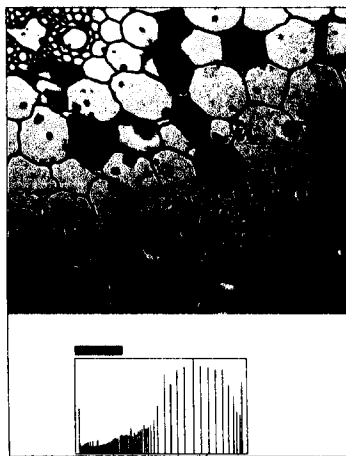


그림 13. GHE처리된 영상
 Fig. 13. GHE processed Image.

그림 14는 LHE방법에 의한 결과를 도시한 것이다.
 그림 14(a), (b)는 앞에서 언급했던 첫번째와 두번째
 방법에 의한 것이며, LHE수행 영역 크기는 16×16으
 로 수행하였다. 적정영역내에서만 통계에 기초하므로
 특정 부분에 대해서는 상세한 정보를 얻을 수 있지만
 블러현상에 발생하는 것을 볼 수 있으며, 이를 보완한
 세번째 방법으로는 블러현상은 없어졌으나 처리 시간

이 많이 소요되었다.

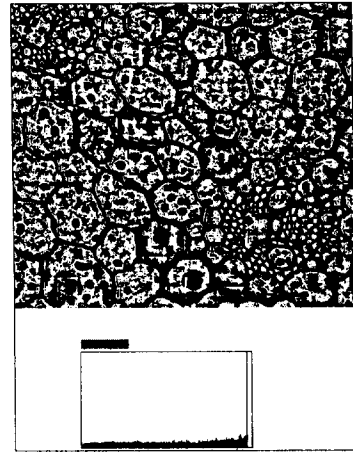


그림 14. (a) LHE처리된 영상(방법 I)
 Fig. 14. (a) LHE processed image (Method I).

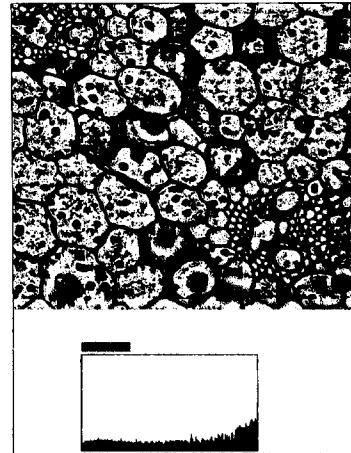


그림 14. (b) LHE처리된 영상(방법 II)
 Fig. 14. (b) LHE processed image (Method II).

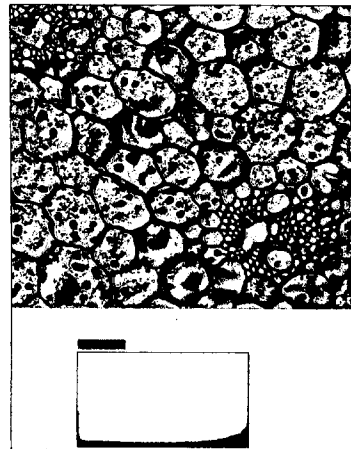


그림 14. (c) LHE처리된 영상(방법 III)
 Fig. 14. (c) LHE processed image (Method III).

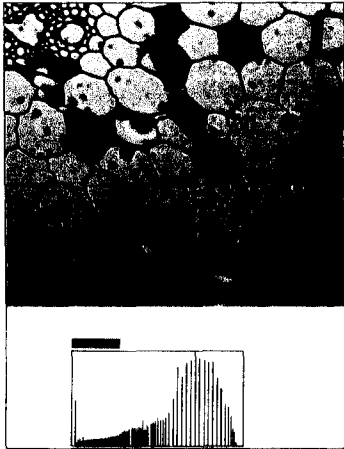


그림 15. CHE처리된 영상
Fig. 15. CHE processed image.

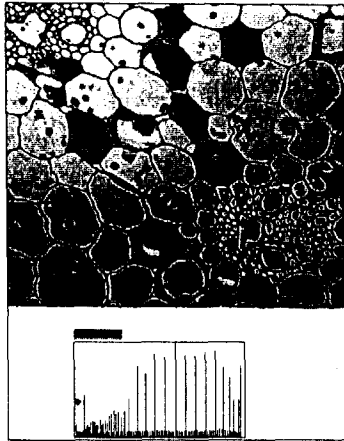


그림 16. (a) 제안된 방법의 영상
Fig. 16. (a) Image of the proposed transform method (T=70%).

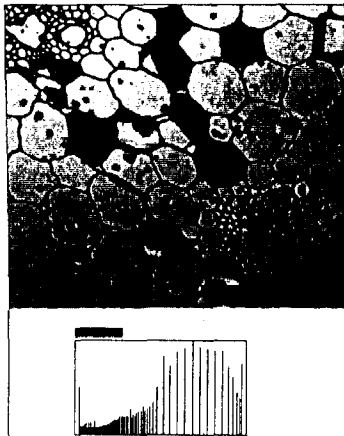
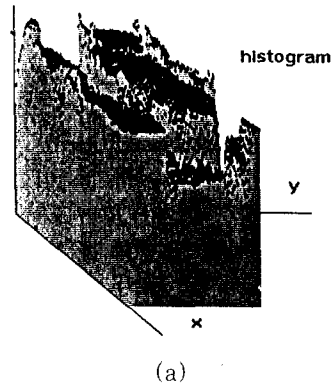
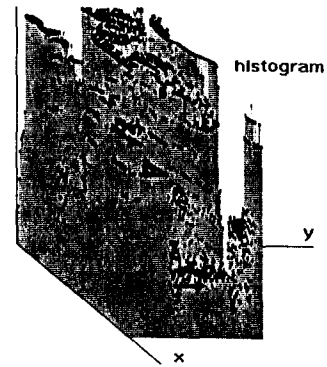


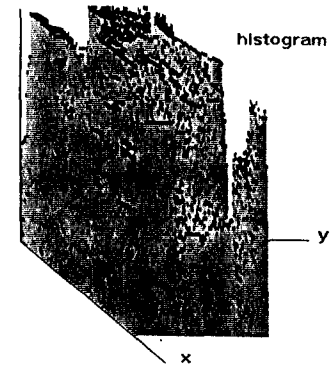
그림 16. (b) 제안된 방법의 영상
Fig. 16. (b) Image of the proposed transform method (T=30%).



(a)



(b)



(c)

그림 17. 히스토그램의 3차원 분포
(a) 원 영상 (b)GHE를 행한 결과 영상
(c) 제안된 방법에 의한 영상

Fig. 17. Three dimension histogram distribution.
(a) Original image (b) GHE image
(c) Image of proposed method

그림 15는 CHE에 의한 결과를 도시하였으며, 그림 16은 제안된 방법에 의해서 처리된 결과를 T=70%와

30%를 비교하여 도시하였다. 그림 16(a)는 차분값 누적밀도함수가 70%가 되는 임계값을 찾아 평활화를 행한 그림을 나타내며, 반면에 그림 16(b)는 에지를 배경으로하여 비에지부분의 콘트라스트를 더 향상시킨 결과영상이다. 그림에서 볼 수 있듯이 비에지를 배경으로하여 에지부분의 콘트라스트를 향상시킨 것이 더 양호한 결과의 영상을 얻을 수 있다.

그리고 그림 17은 이해를 돕기 위해 각각의 영상에 대해 히스토그램을 3차원으로 도시하여 비교하였다. 그림 17(a)는 원 영상의 60×60크기에 대해 3 차원 히스토그램을 나타낸다. 까만 부분은 계조차가 거의 없어 시각적으로 분별하기 어려운 부분을 나타내며, 대체로 원 영상의 계조치가 거의 유사한 분포를 가짐을 알 수 있다. 그림 17(b)와 (c)는 GHE를 행한 결과영상과 제안된 방법에 의한 결과 영상을 서로 비교하기 위해 3차원으로 도시하였다. 그림에서 볼 수 있듯이 두 방법 모두가 원 영상의 히스토그램 분포에 비해서는 개선된 것을 볼 수 있다. 그리고, 상대적으로 제안된 방법에 의한 결과영상의 까만부분이 GHE를 행한 결과영상의 히스토그램보다 적음을 알 수 있으며, 이는 영상의 계조치 분포가 고루 분포되어져 있음을 의미한다.

VI. 결 론

기존의 방법 GHE, LHE, CHE는 원 영상에 비해 시각적인 콘트라스트 면에서는 다소 향상되었으나 각기 문제점을 안고 있다.

GHE는 영상 처리 시간은 매우 짧으나(386DX로 약 1~2초소요) 영상의 콘트라스트 향상이 전체 영상의 통계에 기초하여 상세한 정보를 알 수 없고, LHE는 방법 I과 방법 II의 경우 영상 처리 시간은 다소 짧으나(약 3~4초 소요) 나눈 지역에 의한 경계가 잔류하며, 방법 III의 경우는 잔류 경계가 없고 영상의 상세한 정보도 얻을 수 있는 반면 영상 처리 시간이 상당히 많이 소요되므로 사실상 실용화하기가 어렵다.(약 5시간 소요) CHE는 노이즈 감소 효과가 기대될 뿐 영상의 시각적인 효과 면에서는 그다지 큰 효과가 없다.(약 1~2초 소요)

이에 대해 제안된 방법은 위에 열거한 기존 방법들의 문제점을 다소 보완하기 위해 에지영역과 비에지영역으로 나누어서 히스토그램 평활화를 행하였다. 실험결과를 통해 기존의 방법들에 비해 콘트라스트가 향상되

어 좋은 결과를 보여줌을 알 수 있다. 또한 임계값 T 선정에 통계에 근거로 하였기에 임계값 변화에 따른 에지영역과 비에지영역의 변화가 둔감하게 하는 장점을 가져왔다. 그러나 제안된 방법도 보완해야 할 점이 있는데 이는 임계값 T(70%) 선정에 대한 명확한 수학적 해석이 요구된다.

참 고 문 헌

- [1] Rafael G. Gonzalez, Richard E. Woods, *Digital Image Processing*, Addison - Wesley Publishing Company, 1992.
- [2] Milan Sonka, Vaclav Hlavac and Roger Boyle, *Image Processing, Analysis and Machine Vision*, Chapman & Hall, 1993.
- [3] Robert A. Hummel, "Histogram Modification Techniques", *Computer Graphics and Image Processing Vol. 4*, pp. 209-224, 1975.
- [4] Robert Hummel, "Image Enhancement by Histogram Transformation", *Computer Graphics and Image Processing Vol. 6*, pp. 184-195, 1977.
- [5] John B. Zimmerman, Stephen M. Pizer, Edward V. Staab, J. Randolph Perry, William Mccartney, and Bradley C. Brenton "An Evaluation of the Effectiveness of Adaptive Histogram Equalization for Contrast Enhancement", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 7, NO.4, 1988.
- [6] Albert M. Vossepoel, Brend C. Stoel and A. Peter Meerahoek "Adaptive Histogram Equalization Using Variable Regions" *Proc. IEEE*, pp.351-353, 1988.
- [7] Stephen M. Pizer, E. Philip Amburn, John D. Austin, Robert Cromartie, Ari Geselowitz, Trey Greer, Bartter Haar Romeny, John B. Zimmerman, Karel Zuiderveld, "Adaptive Histogram Equalization and its Variations", *Computer Vision, Graphics, and Image Processing* 39, pp. 355-368, 1987.
- [8] 김태균, 최형진, *화상 처리 기초*, 정익사, 1990

— 저 자 소 개 —

金 景 敏(正會員)

1966년 6월 12일생. 1988년 2월 고려대학교 전기공학과 공학사. 1991년 2월 고려대학교 대학원 전기공학과 공학석사. 1992년 2월 ~ 고려대학교 대학원 전기공학과 박사과정 수료. 주관심 분야는 퍼지 및 신경 회로망, 영상 처리, 패턴 인식, 로보트 비전 등임



朴 重 租(正會員)

1957년 3월 21일생. 1981년 2월 고려대학교 전기공학과 공학사. 1983년 2월 고려대학교 대학원 전기공학과 공학석사. 1995년 8월 고려대학교 대학원 전기공학과 공학. 주관심분야는

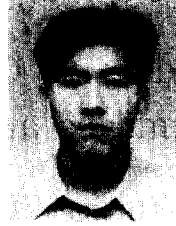
영상 처리, 신경 회로망, 퍼지 이론 등임



朴 貴 泰(正會員)

1947년 10월 25일생. 1975년 고려대학교 전기공학과 공학사. 1977년 고려대학교 대학원 전기공학과 공학석사. 1975년 1월 ~ 1978년 2월 한국 원자력 연구소 연구원. 1978년 3월 ~

1981년 8월 광운대학교 전기공학과 조교수. 1981년 고려대학교 대학원 전기공학과 공학박사. 1984년 ~ 1985년 미국 일리노이 대학 객원 연구원. 1981년 ~ 현재 고려대학교 전기공학과 교수, 서울대 ERC-ACI 연구위원. 주관심 분야는 디지털 서보 제어기 설계, 현대 제어 이론, 퍼지 및 신경망 제어, 컴퓨터 비전 및 시스템 설계 등임



文 允 植(正會員)

1972년 10월 10일생. 1995년 2월 고려대학교 전기공학과 공학사. 1995년 9월 ~ 고려대학교 대학원 전기공학과 석사과정. 주관심 분야는 퍼지 및 신경 회로망, 영상 처리, 패턴 인식등임



鄭 淳 元(正會員)

1966년 8월 29일생. 1990년 2월 고려대학교 전기공학과 공학사. 1992년 8월 고려대학교 대학원 전기공학과 공학석사. 1992년 9월 ~ 고려대학교 대학원 전기공학과 박사과정 재학중. 주관심 분야는

영상 처리, 패턴 인식, 퍼지 이론 등임