

논문 2011-48IE-1-8

# CR 영상의 디지털 영상처리에 관한 주관적 화질 평가

( Subjective Evaluation of Image Quality on Digital Image Processing of Chest CR Image )

이 용 구\*, 이 원 석\*\*

( Yong-Gu Lee and Won-Seok Lee )

## 요 약

본 연구에서는 흉부 CR 영상에 대하여 다양한 디지털 영상처리 기법을 가하여 영상의 질을 개선시키고 화질 평가를 수행하였다. 또한 흉부 CR 영상의 선예도를 개선하기 위해서 고주파 강조 필터링과 히스토그램 평활화를 MATLAB으로 구현하여 시뮬레이션 한 결과 고주파 강조 필터링과 히스토그램 평활화를 통해서 원영상의 대조도가 개선되었다. 디지털영상처리에 의해 화질의 개선된 정도를 평가하기 위해서 영상의 관찰에 의한 주관적 평가기법을 이용하였다. 신호 또는 병소가 있는 영상에서 신호 또는 병소를 발견할 확률로 감도를 계산하였다. 고주파 강조 필터링과 히스토그램 평활화가 수행된 영상의 감도는 원영상보다 개선되었고, 의료영상에서 수행된 디지털 영상처리는 영상의 질을 향상시켰다.

## Abstract

In this paper, a variety of digital image processing technique was applied to improve the quality of medical images which is a chest CR image. And the image quality was performed. On the other hand, the high-frequency emphasis filtering and the histogram equalization were realized by MATLAB programs to better the contrast of the chest CR image. As a result of simulation, the sharpness of the original image was elevated by the high-frequency emphasis filtering and the histogram equalization. To evaluate the degree which is improved the image quality by the digital image processing, the subjective evaluation is used by the observation of the image. The sensitivity which is the probability to find a signal or a lesion is calculated. The sensitivity of the image performed the high-frequency emphasis filtering and the histogram equalization became more improved than that of the original and the digital image processing performed in the medical image improved the quality of the image.

**Keywords :** chest CR image, high-frequency emphasis filtering, histogram equalization, subjective evaluation, sensitivity

## I. 서 론

디지털 영상처리의 역사는 미항공우주국(NASA)이 달과 지구의 탐사 프로그램을 개발하는 시점인 1960년대 초기에 시작되었다<sup>[1]</sup>.

레이저라는 우주선에서 지구로 보낸 달 표면의 영상에서

달 표면에 관한 더 많은 정보를 얻기 위해서 비디오카메라에 의하여 수집된 아날로그 영상을 디지털영상으로 변환한 후 컴퓨터에서 일련의 처리과정을 거쳤다. 이 후 디지털영상처리기법은 급속히 확장되어 행성의 영상뿐만 아니라 천문학, 지질학, 농학, 생물학, 의학 등의 여러 분야에 적용되어왔다<sup>[1~2]</sup>.

특히, 의학 분야인 진단영상 분야에 있어서 초음파 영상, CR 및 DR 영상, 핵의학 영상, 컴퓨터 단층촬영 영상, 자기공명 영상 등에 성공적으로 적용되어왔다<sup>[3~7]</sup>.

디지털 영상처리의 모든 필터링은 푸리에변환에 의해 주파수영역에서 행해지고, 선형필터링의 기초가 되는 푸리에 변환은 영상개선, 영상복원, 영상 데이터 압

\* 정회원, 한림성심대학 방사선과  
(Department of Radiological Technology,  
Hallym College)

\*\* 정회원, 동양미래대학 전기전자통신공학부  
(Department of Electronics, DongYang Mirae  
University)

접수일자: 2010년12월3일, 수정완료일: 2011년2월21일

축 및 여러 응용분야에서 사용되고 있다<sup>[2,5]</sup>.

의료영상시스템에서 사용되는 대표적인 영상처리 기법에는 영상이 가지는 전 화소에서 각각의 농도 값을 갖는 화소의 개수를 그래프로 나타내는 히스토그램은 디지털영상처리에서 가장 간단하면서도 유용한 기법이다<sup>[8]</sup>. 특히 처리대상으로 하는 영상의 각 화소 값이 어떤 농도로 분포되어있는지 조사하는 것은 영상의 전처리로 매우 중요하게 된다. 영상을 디지털 화 할 경우, 입력영상의 농도 값이 이용 가능한 범위 내로 적절하게 스케일 되지 않는 경우에는 전체의 농도 레벨을 사용하지 않음으로써 실질적인 레벨 수 저하가 나타나서 영상의 대조도가 낮아지거나, 농도 값 전체가 사용되고 있으나 양 끝 단이 넘쳐나서 어두운 화소와 밝은 화소 값이 0과 레벨의 최대치로 되면서 밝기의 차이가 없어져서 해당 부분의 상세함이 저하 될 수 있게 된다. 또한 좋은 명암 대비를 가진 영상은 넓은 범위의 화소 값을 포함하기 때문에 특정한 화소의 명암 값이 주류를 이루지 않게 된다. 출력 영상의 각 농도가 동일한 화소수를 갖도록 입력영상의 농도를 변환시키는 히스토그램 균일화 기법은 영상농도 값의 분포를 나타내는 히스토그램의 형태가 균일하게 되도록 명암 값의 분포를 재분배하는 처리로서 대조도가 낮아서 너무 밝거나 어두운 영상 또는 한편으로 치우쳐 있는 영상을 변환할 때 많이 사용되며, 변환 후의 농도 값 분포가 모두 같게 되도록 히스토그램 분포를 수정하여 영상 전체의 대조도가 좋아지게 된다.

본 논문에서는 흉부영상에 대하여 디지털 영상처리 기법을 흉부 CR영상에 적용하여 지역통과필터링, 고주파강조, 고주파강조 후 히스토그램 평활화를 수행한 후 히스토그램 균일화 기법을 가하였다. 영상처리 전·후의 영상에 대한 화질을 평가하기 위해서 각각의 영상에 대하여 주관적이며 심리적인 평가기법을 사용하였다. 화질평가를 위해서 사진 상에 있는 10개의 부위를 신호로 설정하고 디지털 영상처리 전 후에 관찰 가능한 신호의 수를 육안으로 판정하였다. 진단평가를 위해 전체 10개의 신호 중에 관찰 가능한 신호의 수에 따라 “잘 안 보인다, 안 보이는 것 같다, 잘 보이는 지 잘 안 보이는 지 판단이 안 된다(잘 모르겠다), 잘 보이는 것 같다 및 잘 보인다”로 정의하고, 각각 I, II, III, IV 및 V로 표기하였다. 실험을 위해서 33명의 평가자 각각 1분간 사진을 관찰한 후 관찰 가능한 부위 수를 평가한 후 I, II, III, IV 및 V 중의 하나를 선택하였고, 감도

<sup>[9]</sup>를 계산하여 신호가 있는 CR 영상에서 신호를 찾아 낼 수 있는 가능성을 나타 낼 수 있는 감도를 계산하여 영상처리 전·후의 흉부영상에 대하여 화질평가를 하였다.

## II. 본 론

### 1. 디지털의료영상처리

$f(x,y)$ 가  $M \times N$  영상이라 하면,  $f(x,y)$ 의 2-D DFT(discrete Fourier transform)은 식(1)로 된다<sup>[2]</sup>.

$$F(u,v) = \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x,y) e^{-j2\pi(ux/M + vy/N)} \quad (1)$$

여기서  $x, y, u, v$ 는 각각  $x=0,1,2,\dots,M-1$ ,  $y=0,1,2,\dots,N-1$ ,  $u=0,1,2,\dots,M-1$ ,  $v=0,1,2,\dots,N-1$  이 된다. 주파수 영역은  $u$ 와  $v$ 를 변수로 하는  $F(u,v)$  좌표계로  $u$ 와  $v$ 로 정의되는  $M \times N$  직각사각형 영역을 주파수 직각사각형이라 하며 입력 영상과 같은 크기이다. 식(1)의  $F(u,v)$ 가 주어지면 식(2)의 역 DFT에 의해  $f(x,y)$ 를 구할 수 있다.

$$f(x,y) = \frac{1}{MN} \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u,v) e^{j2\pi(ux/M + vy/N)} \quad (2)$$

주파수 영역에서의 필터링의 기본 단계는 그림 1과 같다.

전처리 단계는 영상 크기를 계산하고, 패딩 매개변수를 얻고, 필터를 생성하는 등의 과정을 포함한다.  $F(u,v)$ 의 실수부와 허수부를 필터함수  $H(u,v)$ 에 곱하여 계산을 하고나서 후처리과정에서는 결과의 실수부를 계산하고 영상을 잘라낸다. 이상적 지역통과 필터(ideal lowpass filter)의 전달함수는 식(3)으로 된다<sup>[2]</sup>.

$$H_{lp}(u,v) = \begin{cases} 1 & \text{if } D(u,v) \leq D_0 \\ 0 & \text{if } D(u,v) > D_0 \end{cases} \quad (3)$$

여기서  $D(u,v)$ 는 점  $(u,v)$ 로부터 필터의 중앙까지의

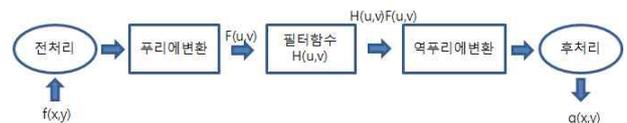


그림 1. 주파수 영역에서 필터링의 기본 단계<sup>[2]</sup>

Fig. 1. The basic step of filtering in the frequency domain.

거리이고,  $D_0$ 는 음이 아닌 규정된 숫자이다. 따라서  $D(u,v) = D_0$ 는 원을 나타내고, 이상적 필터는 원 밖의 모든 성분들은 차단하고, 원 내부의 모든 성분들은 바꾸지 않게 된다. 원점으로 부터의 거리가  $D_0$ 인 차단주파수(cutoff frequency)를 갖는  $n$ 차 버터워스(Butterworth) 저역통과 필터의 전달함수는 식(4)과 같다.

$$H_{lp}(u,v) = \frac{1}{1 + [D(u,v)/D_0]^{2n}} \quad (4)$$

버터워스 필터에서는 차단주파수에서 날카로운 불연속을 갖지 않으며,  $D(u,v)$ 가  $D_0$ 에서  $H_{lp}(u,v)$ 가 최대값에서 50% 감소된  $H_{lp}(u,v) = 0.5$ 로 된다.

표준편차  $\sigma$ 를 갖는 가우스 저역통과 필터(Gaussian lowpass filter)의 전달함수는 식(5)로 된다.

$$H_{lp}(u,v) = e^{-D^2(u,v)/2\sigma^2} \quad (5)$$

저역통과 필터에 상응하는 고역통과 필터(high pass filter)의 전달함수는 식(6)을 이용하여 얻을 수 있다.

$$H_{hp}(u,v) = 1 - H_{lp}(u,v) \quad (6)$$

고주파강조필터링(high frequency emphasis filtering)은 고주파성분을 강조하기 위해서 고역통과필터에 1보다 큰 상수를 곱하고, 오프셋(DC 성분)을 더한 필터이며, 전달함수  $H_{hfe}(u,v)$ 는 식(7)으로 된다.

$$H_{hfe}(u,v) = a + bH_{hp}(u,v) \quad (7)$$

여기서  $a$ 는 오프셋,  $b$ 승수,  $H_{hp}(u,v)$ 는 고역 통과필터의 전달함수이다. 고주파 강조 필터링은 DC 성분을 0으로 하여 영상의 평균값을 0으로 만드는 고역통과필터를 보상하기 위하여 DC 성분인 오프셋을 다시 더하고, 1보다 큰 상수로 고역통과필터를 곱하여 고주파를 강조한다.

## 2. 의료영상의 주관적 평가기법

디지털 영상을 표시할 경우에 유용한 gray level이 사용되지 못하는 경우가 있다. 히스토그램 평활화는 이러한 디지털 입력 영상의 레벨들을 더 넓은 범위의 밝기스케일로 확산시켜서 영상을 개선하여 영상 내의 gray level을 인간의 눈으로 보기에 더욱 좋게 분포시킨다. 따라서 영상표시장치들의 제한된 출력 표현범위 안에서 데이터의 관찰이 쉽게 또는 많은 정보가 표시될 수 있도록 영상의 관용도를 조절하여 모든 시각농도의

주파수를 동일하게 한다. 또한 히스토그램 평활화를 통해서 대부분의 영상 픽셀을 포함하고 있는 gray level 분포범위는 넓어지고, 반면에 적은 양의 픽셀들을 포함하고 있는 gray level 범위는 제한되어 균질한 gray level의 히스토그램을 얻게 된다. 그러므로 디지털의료영상처리에서 히스토그램 평활화는 중요한 영상처리기법 중의 하나이며, 다른 영상처리기법에 추가되어 사용되면 의료영상의 진단에 좋은 화질의 영상을 제공한다. 의료영상진단능력의 평가를 위한 기법으로 MTF, 위너스펙트럼 등의 물리적 평가기법과 육안으로 직접 의료영상을 관찰하고 평가하는 주관적인 평가기법이 있다. 주관적인 평가기법은 심리적인 평가기법으로도 불리며, 효율성이 높은 평가기법으로 인정받고 있으며, 현재도 의료영상의 진단능력 의 평가기법으로 활용되고 있다. 주관적인 평가기법 중에 가장 많이 활용되고 있는 방식으로는 ROC(receiver operation characteristic) 곡선을 활용한 방식이 있다<sup>[9]</sup>. 이 방식은 ROC 곡선의 작성에 의해서 형태학적으로 진단능력을 평가할 수 있고, 진단능력을 수치로 정량적으로 나타낼 수 도 있다. 후자의 방식은 신호(또는 질병)이 존재하는 영상에서 신호(또는 질병)가 있다고 판정(또는 진단)할 수 있는 능력과 신호(또는 질병)가 없는 영상에서 신호(또는 질병)가 없다고 판정할 수 있는 능력을 정량적으로 수치로 나타낼 수 있다. 전자는 감도이고 후자는 특이도이다.

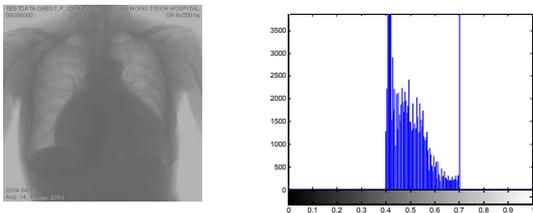
## III. 디지털 영상처리

본 연구에서는 흉부 CR 원영상에 대한 디지털 영상처리를 가하고 개선된 영상의 질을 실제 진단자인 사람의 육안으로 판정하여, 질병이 있는 사진에서 질병을 발견할 수 있는 진단능의 개선된 정도를 연구하였다. 본 연구를 위해서 질병대신 흉부사진 상에 있는 10개의 부위를 설정하고 디지털 영상처리 전 후에 관찰 가능한 부위수를 육안으로 판정하여 화질의 개선된 정도를 감도로 정량화하기위하여 의료영상의 주관적 화질평가방식을 이용하였다. 연구를 위한 흉부 영상은 최근 출판된 서적 “의료용 디지털 화상의 세계”에서 부록으로 주어지는 CR 영상을 이용되었다<sup>[5]</sup>. 그림 2의 (a)는 CR 영상을 “scion image”에서 tif 파일로 저장된 후 MATLAB의 IPT 명령어인 imread로 읽어서 imshow 명령어로 출력한 영상이고, 이 영상에 대한 히스토그램은 (b)이다<sup>[2, 5, 10~11]</sup>. IPT는 Image Processing Toolbox

의 약자로 MathWorks 사에서 만든 영상처리 전용 MATLAB ToolBox이다.

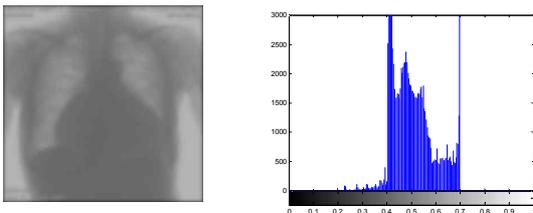
그림 2의 영상에서 사용된 그레이스케일 정도는 전체적으로 활용되지 못하고 일부분만이 영상에 사용됨으로써 흉부영상에서 대조도의 저하를 나타낸다. 저역통과 필터링의 영향을 조사하기 위해서 그림 2의 흉부영상에 버터워스 저역통과 필터를 사용하여 영상을 필터링 한 영상은 그림 3의 (a)이고, 히스토그램은 그림 3의 (b)이다.

그림 2와 마찬가지로 제한된 gray level을 사용함으로써 영상의 대조도가 낮고, 저역통과 필터링 결과, 영상의 고주파 성분인 디테일한 성분이 제거되어 영상의 선예도가 저하됨을 볼 수 있다. 영상의 선예도를 증가시키기 위해서 그림 2의 흉부영상에 버터워스 고역통과



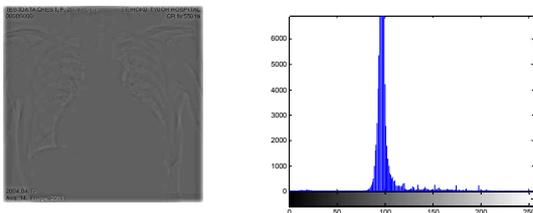
(a) chest image<sup>[5]</sup> (b) Histogram of (a)

그림 2. 흉부 영상  
Fig. 2. Chest image.



(a) Image after filtering lowpass (b) Histogram of (a)

그림 3. 저역통과 필터로 처리한 후의 영상  
Fig. 3. Image after filtering lowpass.



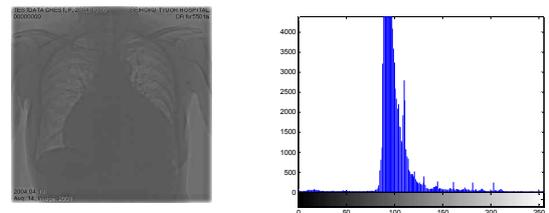
(a) Image after filtering highpass (b) Histogram of (a)

그림 4. 고역통과 필터로 필터링 된 영상  
Fig. 4. Image after filtering highpass.

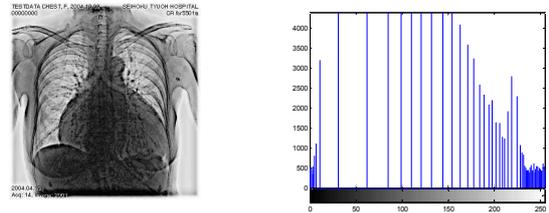
필터를 사용하여 영상을 필터링 한 영상은 그림 4의 (a)이고, 이에 대한 히스토그램은 그림 (b)이다. 그림 4의 (a)의 영상은 고역 통과 필터링 후 DC 성분을 0이 되어 영상의 평균값이 0으로 된다.

고역 통과 필터링에서 0으로 된 DC 성분을 보상하고, 선예도를 증가시키기 위해서 그림 2의 영상에 고주파 강조 필터링한 영상은 그림 5의 (a)이고, 이에 대한 히스토그램은 그림 5의 (b)이다.

고주파강조필터링을 위해서 고역통과필터에 1보다 큰 상수를 곱한 결과에 DC 성분인 오프셋을 더하면 고주파를 강조하는 필터링 된 영상을 얻게 된다. 그림 5의 (a)는 식(7)에서 상수  $a=0.5$ ,  $b=2$ 를 사용하여 고주파강조 필터링이 된 영상을 나타내고 있지만, 그림 5의 (b)에서와 같이 영상을 형성하는 gray level의 수가 제한적으로 사용되어 영상의 대조도가 낮게 된다. 이러한 대조도가 낮은 단점을 극복하기 위해서 MATLAB의 IPT 명령어인 histeq를 사용하여 히스토그램 평활화가 수행된 영상이 그림 5의 (c)이고, (d)는 히스토그램을 나타낸다. 그림 (c)의 영상은 (a)의 고주파강조필터링 결과에 DC 성분을 추가하고, 농도레벨을 이용 가능한 전 영역으로 펼치고 각각의 농도 값을 갖는 화소를 균일하게 함으로써 영상이 밝고 선예하며, 대조도가 개선된 영상을 얻을 수 있었다.



(a) Image after a high-frequency emphasis (b) Histogram of (a)



(c) Image after histogram equalization of (a) (d) Histogram of (c)

그림 5. 고주파 강조 필터링  
Fig. 5. high-frequency emphasis filtering.

### IV. 화질 평가

그림 2의 흉부영상에 대하여 지역통과필터링, 고주파강조, 고주파강조 후 히스토그램 평활화 된 영상에 대하여 주관적인 화질평가를 수행하였다. 화질평가를 위해서 그림 6과 같이 사진 상에 있는 10개의 부위를 설정하고 디지털 영상처리 전 후에 관찰 가능한 부위수를 육안으로 판정하였다. 지정된 10개의 부위 중 1부위도 관찰이 안 될 경우, 1-2부위 관찰 가능한 경우, 3-5부위 관찰 가능한 경우, 6-7부위 관찰 가능한 경우 및 8부위 이상 관찰 가능한 경우를 각각 “잘 안 보인다, 안 보이는 것 같다, 잘 보이는 지 잘 안 보이는 지 판단이 안 된다(잘 모르겠다), 잘 보이는 것 같다 및 잘 보인다”로 정의하고, 각각 I, II, III, IV 및 V로 표기하였다.

진단평가를 위해서 33명의 평가자 각 각이 1분간 사진을 관찰한 후 관찰 가능한 부위 수를 평가한 후 I, II, III, IV 및 V 중의 하나를 선택한 것이 표 1이다.

그림 6의 흉부영상에서 10개의 부위 각각을 1개의 신호로 생각하고, 신호가 있는 영상에서 신호를 관찰할

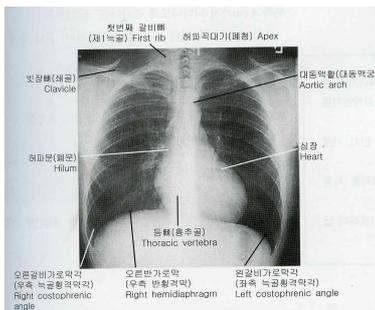


그림 6. Chest 영상  
Fig. 6. Chest image.

- I. 잘 안 보인다(1부위도 안보임).
- II. 안 보이는 것 같다(1-2부위 관찰 가능).
- III. 잘 모르겠다(3-5부위 관찰 가능).
- IV. 잘 보이는 것 같다(6-7부위 관찰 가능).
- V. 잘 보인다(8부위 이상 관찰 가능).

표 1. 관찰에 의한 진단평가  
Table 1. Diagnostic evaluation by observation.

	I	II	III	IV	V	총계
흉부영상	1	9	22	1	0	33
지역통과필터링 후	2	16	14	1	0	33
고주파강조필터링 후	3	14	13	3	0	33
고주파강조필터링 후 평활화된 영상	0	0	2	11	20	33

표 2. 감도  
Table 2. Sensitivity.

영 상	감도[%]
흉부영상	3.0
지역통과필터링 후	3.0
고주파강조필터링 후	9.1
고주파강조필터링 후 평활화된 영상	94.0

수 있는 정도를 백분율로 나타내는 감도(sensitivity)는 식 (8)이다.

$$\text{감도} = \frac{TP}{TP + FN} \times 100[\%] \quad (8)$$

여기서, TP는 True Positive의 약자이고 FN는 False Negative의 약자이며, 각각 신호를 신호로 잘 판정하는 경우 및 신호를 신호가 없음으로 잘 못 판정하는 경우이다. 표 1의 각 영상에 대하여 식 (8)을 이용하여 감도를 구하면 다음과 같다.

표 2의 결과에 의하면 gray level이 전반적으로 활용되지 못한 그림 2와 지역통과 필터링 된 그림 3의 영상은 감도가 3.0[%]으로 신호가 있는 영상에서 신호가 있다고 판정할 수 있는 가능성이 낮은 것으로 나타났다. 고주파강조필터링 후의 영상인 그림 5 (a)는 9.1[%]로 감도가 증가하였지만, 전반적으로 낮았다. 이것은 영상에서 DC 성분이 제거되어 영상이 선예하지만 전반적으로 어둡고 대조도가 저하된 결과라고 볼 수 있다.

고주파강조필터링 후 평활화된 영상인 그림 5 (c)는 94.0[%]의 높은 감도를 나타냈다. 따라서 고주파강조필터링을 수행하고 히스토그램 평활화를 수행한 영상은 신호(또는 병소)가 있는 영상에서 신호가 있다고 판정(또는 진단)할 수 있는 가능성이 높아지도록 영상의 화질이 개선되었음을 알 수 있다.

### V. 결 론

본 연구에서는 흉부 CR 영상에 대하여 다양한 디지털 영상처리 기법을 가하여 영상의 질을 개선시켰다. 흉부 CR 영상의 관용도와 선예도를 개선하기 위해서 고주파 강조 필터링과 히스토그램 평활화를 MATLAB으로 구현하여 시뮬레이션 한 결과 고주파 강조 필터링으로 원영상의 선예도를 개선하였고, 히스토그램 평활화를 통해서 영상의 대조도를 개선하였다. 연구에서 수행된 디지털 영상처리는 시뮬레이션을 통해서 영상의

개선된 정도를 진단자의 관찰에 의한 진단평가를 수행하여 감도로 화질의 개선 정도를 정량적으로 평가하였다. DC 성분이 제거된 고주파강조필터링 된 영상은 원 영상과 저역통과필터링 된 영상에 비하여 6.1[%]의 감도가 개선되었다. 또한 DC 성분을 갖고 고주파강조필터링과 평활화 된 영상은 원 영상보다 91[%] 만큼 감도가 개선된 결과를 얻었으며, 화질의 개선정도를 정량적으로 표현하였다.

이후의 연구로는 병변을 가진 영상과 병변이 없는 영상들을 대상으로 영상처리를 하고 화질의 개선정도를 평가하기 위한 연구가 필요할 것으로 사료된다.

### 참 고 문 헌

- [1] 정환 외 공저, 디지털 의료영상학, 정문각, 2003.
- [2] R. C. Gonzalez, R. E. Woods and S. L. Eddins, Digital Image Processing using MATLAB, Prentice-Hall, 2003.
- [3] 진료영상학연구회, 대한자기공명기술학회, 자기공명영상학, 대학서림, 2003.
- [4] 김영일, 오현주, 디지털·PACS 의료영상정보학, 대학서림, 2004.
- [5] 김정민, 의료용 디지털 화상의 세계, 대학서림 2006.
- [6] 권달관 외 공저, 의료영상정보학, 청구문화사, 2008.
- [7] 김성수 외 공저, Radiographic Imaging, 대학서림, 2006.
- [8] 김영로, 동성수, “명암도 향상을 위한 가중치 기반 히스토그램 수정”, 대한전자공학회논문지, 제47권 IE편 제 3호, 7-13쪽, 2010년.
- [9] 이용구, “Fuzzy Logic System을 이용한 X-선 영상의 진단평가”, 대한전자공학회논문지, 제46권 IE편 제3호, 62-67쪽, 2009년.
- [10] Image Processing Toolbox, Users Guide, Version 4., The MathWorks, Inc., Natick, MA., 2003.
- [11] Using MATLAB, Version 6.5, The MathWork, Inc., Natick, MA., 2002.

### 저 자 소 개



이 용 구(정회원)

1987년 2월 동국대학교  
전기공학과 학사 졸업.  
1993년 2월 동국대학교  
전기공학과 석사 졸업.  
1997년 2월 동국대학교  
전자공학과 박사 졸업.  
1998년 3월~2005년 2월 한림성심대학 전자정보  
통신과 전임강사, 조교수, 부교수  
2005년 3월~2007년 2월 한림성심대학  
의용정보과 부교수  
2007년 3월~2010년 2월 한림성심대학  
방사선과 부교수  
2010년 3월~현재 한림성심대학  
방사선과 교수  
<주관심분야 : 퍼지논리시스템, 신경회로망, 패턴  
인식, 의학영상>



이 원 석(평생회원)

1977년 2월 광운대학교  
응용전자공학과 학사.  
1979년 8월 한양대학교  
전자통신공학과 석사.  
2001년 8월 광운대학교  
전자공학과 박사.  
1980년 3월~현재 동양미래대학  
전기전자통신공학부 교수.  
<주관심분야 : 전자통신회로, A/D Filters>