

조명 - 투과 영상모델을 이용한 방사선 영상 개선에 관한 연구

신구대학 방사선과 · 강원대학교 전자계산학과*
유광열 · 이상민*

- Abstract -

The Model of Illumination - Transillumination for Image Enhancement of X-ray Images

Kwang Yeul Lyu · Sang Min Rhee*
Dept. of Radiological Technology, Shin Gu College
Dept. of Computer Science, Kangwon National University*

In digital image processing, the homomorphic filtering approach is derived from an illumination - reflectance model of the image. It can also be used with an illumination - transillumination model of X-ray film. Several X-ray images were applied to enhancement with histogram equalization and homomorphic filter based on an illumination - transillumination model. The homomorphic filter has proven theoretical claim of image density range compression and balanced contrast enhancement, and also was found a valuable tool to process analog X-ray images to digital images.

I. 서론

대규모 컴퓨터 저장매체와 고도의 통신기술을 기반으로 하는 디지털 영상처리 시스템(PACS : Picture Archiving and Communication System)은 방사선 영상의 중요한 획득 수단으로 자리를 잡고 있다. 우리나라에서도 PACS의 이용도는 놀랍게 증가하고 있으며 현재 대규모의 종합병원은 물론 소규모의 의료기관에서도 PACS의 경제성이 확인되고 있는 실정에서 PACS의 발전과 이용의 확대는 더욱 가속될 전망이다.

PACS의 가장 큰 장점으로 영상의 물리적 매체인 필름의 존재가 무의미해졌다는 사실과 영상 정보를 시간적, 공간적 제한에서 벗어나 자유롭게 사용자가 접근할 수 있다는 것이다.

그러나 방사선 필름을 사용해왔던 많은 기관에서는 새롭게 PACS를 가동하면서 과거의 방사선 영상 자료를 활용하는데 문제점을 안고 있다. PACS로 처리된 디지털 영상자료와 더불어 과거의 필름을 동시에 참조하는 경우, 과거의 필름이 PACS의 영상 데이터베이스에 저장되어야 할 필요성이 있다.

이를 위해서는 방사선 필름의 아날로그 영상을 디지털 영상으로 처리되어야 하는데 이 과정에서 영상의 열화가 수반된다. 이때 나타나는 영상의 열화 현상에서 가장 먼

저 주목해야 하는 것은 대조도와 해상도의 저하로 필름의 아날로그 영상이 가지고 있는 본래의 영상 정보를 충분히 재현하지 못하는 것이다.

이에 저자들은 방사선 필름 매체의 아날로그 영상을 디지털 영상으로 획득한 후 동형필터(Homomorphic filter)를 사용하여 디지털 영상을 본래의 아날로그 필름에 가까운 영상으로 처리할 수 있는 방법을 고안하였다.

II. 이론적 접근

1. 주파수 도메인에서의 영상 개선

일반적으로 디지털 영상의 개선을 위해 구현이 용이하고 연산속도가 높은 공간 마스크 처리를 활용하고 있다. 그러나 공간 영역에서 처리가 곤란한 문제를 해결하거나 사용자가 영상의 공간 개념을 쉽게 이해하기 위해서는 영상의 주파수 도메인을 자주 사용한다.

주파수 도메인에서 디지털 영상 개선의 기본 원리는 저주파 성분에 대해 상대적으로 고주파 성분의 크기를 제어하여 영상을 선명화한다는 것이다. 본 연구에서는 영상 향상에서 흔히 사용하는 히스토그램 균등화(Histogram equalization) 방법으로 처리된 영상과 버터워스 필터(But-

terworth filter)를 응용한 동형필터(Homomorphic filter) 처리 영상을 비교하였다. 동형필터는 디지털 영상 처리의 기본 원리가 되는 조명-반사 모델(Illumination-reflectance model)을 기반으로 한다.

2. 히스토그램 균등화 처리

영상의 저 대조도의 원인은 나쁜 조명상태나 영상감지 기 자체의 대조도 성능 문제등으로 야기되며, 처리된 영상이 출력 표시장치의 성능을 넘어서 가장 밝은 부분만 출력 화면상으로 나타나기 때문이다. 대조도 확장 개념은 처리되는 영상에서 농도의 폭을 증가시키는 것이다.

히스토그램 균등화 처리는 영상 농도의 화소 누적분포를 변환함수로 사용하여 농도가 균일한 밀도를 갖도록 한다. 영상 향상의 관점에서 보면 이 결과는 영상 화소의 농도폭을 증가시키며 영상 향상에 많은 영향을 줄 수 있다. 균등화 처리가 된 영상의 농도는 그 범위가 넓어져 항상 최대에서 최소농도의 범위까지 확장이 되며 결과적으로 영상의 대조도를 향상시킨다¹⁾.

그러나 히스토그램 균등화 처리는 전체 영상에 걸친 화소들의 농도 분포에 근거한 변환함수를 이용하여 농도 분포의 균등화가 완전히 자동으로 처리된다. 따라서 작은 영역에서의 세밀한 부분을 개선하기 위해서는 일정 영역의 농도 분포를 근거로 한 변환함수를 찾아 국소 히스토그램 균등화(Local histogram equalization) 처리를 해야 한다. 따라서 일괄적으로 다량의 영상을 처리하기에는 거의 불가능하다. 이러한 문제점에도 불구하고 히스토그램 균등화 처리기법은 그 방법이 비교적 간편하여 널리 사용되고 있다.

3. 버터워스 필터

영상에서 모서리 영역이나 급격한 농도 변화 영역은 대부분이 고주파 성분으로 구성되어 있고 따라서 고주파 성분의 감소는 영상의 몽롱화 현상을 가져온다. 영상의 선명화 처리는 푸리에 변환에서 고주파 성분의 정보가 손실없도록 하고 저주파 성분을 감쇠시키는 것이며 고역통과필터가 그 예가 된다. 이들 필터에서 통과된 주파수나 필터 처리된 주파수 사이의 구분이 단절되어 불연속성을 갖지 않도록 설계된 것이 버터워스 필터이다.

좌표계 x, y 를 갖는 2차원 영상을 $f(x, y)$, 처리된 영상을 $g(x, y)$, 컨벌루션 연산자를 $h(x, y)$ 라 할 때,

$$g(x, y) = h(x, y) * f(x, y)$$

라 할 수 있다. 컨벌루션 정리로부터 영상의 주파수 영역의 관계는 식 (1)로 정의할 수 있다.

$$G(u, v) = H(u, v)F(u, v) \dots\dots\dots(1)$$

여기에서 $H(u, v)$ 는 영상 $f(x, y)$ 의 푸리에 변환 $F(u, v)$ 에 주파수를 감쇠시키는 전달함수로서 주파수 평면 점 (u, v) 로부터 원점까지의 거리를 나타내는 $D(u, v)$ 의 필터함수(Fig. 1)를 말한다.

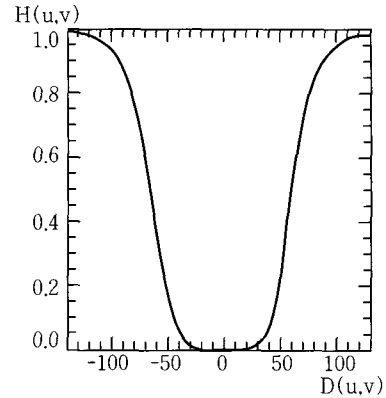


Fig. 1. Plot of filter cross section of Butterworth highpass filter function.

따라서 차단 주파수를 D_0 라 할 때 반지름이 D_0 인 원의 내부나 외부의 주파수를 통과 혹은 차단시킬 수 있다. 이 차단 주파수 D_0 은 필터함수 $H(u, v) = 1$ 과 $H(u, v) = 0$ 사이의 변화점으로 필터의 특성을 나타낸다. 이상적인 고역통과필터는 식 (2)와 같다.

$$H(u, v) = \begin{cases} 0 & \text{if } D(u, v) \leq D_0 \\ 1 & \text{if } D(u, v) > D_0 \end{cases} \dots\dots\dots(2)$$

일반적으로 고역통과필터의 차단주파수 지점에서 불연속성을 갖지 않도록 하는 버터워스 고역통과필터는 식 (3)으로 나타낸다.

$$H(u, v) = \frac{1}{1 + \left[\frac{D_0}{D(u, v)} \right]^{2n}} \dots\dots\dots(3)$$

버터워스필터는 $D(u, v) = D_0$ 일 때 $H(u, v)$ 는 최대값의 1/2로 감소되며 일반적으로 최대값의 $1/\sqrt{2}$ 로 감소되었을 때의 위치에 차단 주파수 D_0 를 선택한다.

버터워스 고역통과 필터를 사용하면 저주파 성분이 심하게 감쇠되어 영상의 경계부분이 현저하게 드러나 대조도 향상을 기대할 수 있다.

4. 영상의 조명-투과 모델

동형 필터는 조명-반사 영상 모델에 기반을 두고 있다. 이 필터는 영상의 농도 압축과 대조도 증가를 가져와 영상의 질을 향상시키는데 유용하다고 알려져 있다^{2, 3)}. 이

러한 모델을 이용하여 H.G Adelman은 전자 현미경의 영상을 개선할 수 있는 버터워스 함수를 소개하였다^{4,5)}.

변수 x, y 는 영상의 좌표를 나타내며, 함수 $f(x, y)$ 는 영상 화소의 농도를 나타낸다고 하자. 피사체의 광학 영상은 피사체를 조명하는 빛과 피사체에서 반사되는 빛에 의해 형성된다²⁾. 따라서 조명-반사 모델에 의한 영상처리 모델은 조명성분을 $i(x, y)$, 반사성분을 $r(x, y)$ 이라 할 때 광학영상의 함수는 두 성분의 곱의 함수관계로 식 (4)로 나타낼 수 있다.

$$f(x, y) = i(x, y) \cdot r(x, y) \dots\dots\dots (4)$$

여기서 $i(x, y)$ 의 성질은 광원의 특성에 의해 결정되고, $r(x, y)$ 는 피사체의 광학적 특성에 의해 결정된다^{2,3)}. 조명성분은 농도의 변화가 대체로 완만한 부분에서 그 특징을 나타내며 영상의 주파수 도메인에서는 저주파 성분으로 구성되어 있다. 반사성분은 농도의 변화가 뚜렷한 경계부위나 영상의 상세한 영역에서 특징을 나타낸다.

방사선 필름의 영상은 광원의 조명성분 $i(x, y)$ 과 필름의 농도 분포에 따라 투과하는 광원의 투과성분 $t(x, y)$ 에 의해 결정된다. 그 이유는 빛이 물체에 조사될 때 반사 물체에서 나오는 빛은 반사율에 따라 결정되는 것처럼 필름에서의 투과성분도 필름의 빛 흡수율에 의해 결정되기 때문이며 식 (5)로 나타낼 수 있다.

$$f(x, y) = i(x, y) \cdot t(x, y) \dots\dots\dots (5)$$

따라서 필름 영상의 조명성분과 투과성분이 인위적으로 제어가 가능하면 아날로그 필름영상을 디지털 영상으로 처리하는 과정에서 나타나는 영상의 열화 현상이 개선되어 대조도의 증가와 농도범위의 압축을 달성할 수 있다.

5. 조명-투과 모델에서 동형필터

조명-투과 모델에서 동형필터의 기본 개념은 필름에 조사되는 광원의 조명성분과 투과성분을 분리하여 필터를 각 성분에 작용하도록 하는 것이다. 주파수 도메인에서의 영상 필터처리는 편리하고 강력한 성능을 가지고 있지만 일반적으로 주파수 도메인에서 조명과 반사성분을 별도로 구분하는 것이 불가능한 것처럼 조명과 투과성분의 구분도 불가능하다. 그 이유는 두 성분이 포함된 영상의 푸리에 변환은 푸리에 변환의 배분성의 특성에 의해 별도로 분리되지 않기 때문이다(식 6).

$$F\{f(x, y)\} \neq F\{i(x, y)\} \cdot F\{t(x, y)\} \dots\dots\dots (6)$$

이 문제를 해결할 수 있는 방법으로 영상함수를 푸리에 변환을 하기 전에 영상의 함수에 자연대수를 취하면

두 성분의 분리가 가능하다. 즉,

$$Z(x, y) = \ln\{f(x, y)\} = \ln\{i(x, y)\} + \ln\{t(x, y)\} \dots\dots\dots (7)$$

따라서 Z 를 푸리에 변환함수라 할 때,

$$\begin{aligned} \mathcal{F}\{f_1(x, y) + f_2(x, y)\} &= \mathcal{F}\{f_1(x, y)\} + \mathcal{F}\{f_2(x, y)\} \\ \mathcal{F}\{Z(x, y)\} &= \mathcal{F}\{\ln f(x, y)\} \\ &= \mathcal{F}\{\ln i(x, y)\} + \mathcal{F}\{\ln t(x, y)\} \\ Z(u, v) &= I(u, v) + T(u, v) \dots\dots\dots (8) \end{aligned}$$

을 얻을 수 있다. 만일 필터함수 $H(u, v)$ 에 의해 $Z(u, v)$ 를 처리하고, 처리된 영상의 주파수 도메인을 $S(u, v)$ 라 할 때,

$$\begin{aligned} S(u, v) &= H(u, v)Z(u, v) \\ &= H(u, v) \cdot I(u, v) + H(u, v) \cdot T(u, v) \dots\dots\dots (9) \end{aligned}$$

가 된다. 필터로 처리된 영상의 주파수 도메인 $S(u, v)$ 를 공간 도메인 영상 $s(x, y)$ 로 역 푸리에변환을 하면,

$$\begin{aligned} s(x, y) &= \mathcal{F}^{-1}\{S(u, v)\} \\ &= \mathcal{F}^{-1}\{H(u, v) \cdot I(u, v)\} \\ &\quad + \mathcal{F}^{-1}\{H(u, v) \cdot T(u, v)\} \end{aligned}$$

가 되며 된다. 따라서 필터처리된 조명성분과 투과성분은,

$$\begin{aligned} i'(x, y) &= \mathcal{F}^{-1}\{H(u, v)I(u, v)\} \\ r'(x, y) &= \mathcal{F}^{-1}\{H(u, v)T(u, v)\} \\ s(x, y) &= i'(x, y) + r'(x, y) \dots\dots\dots (10) \end{aligned}$$

가 되며, 마지막으로 $Z(x, y)$ 가 원래 영상 $f(x, y)$ 에 대수를 취한 형태이므로 개선된 영상 $g(x, y)$ 는,

$$\begin{aligned} g(x, y) &= \exp[s(x, y)] \\ &= \exp[i'(x, y)] \cdot \exp[r'(x, y)] \dots\dots\dots (11) \\ &= i_0(x, y) \cdot t_0(x, y) \end{aligned}$$

가 된다. 이러한 이론적인 근거는 영상의 성분을 조명성분과 투과성분으로 분리가 가능하다는 사실을 뒷받침하며, 조명과 투과성분에 별도로 영향을 주는 적절한 제어수단의 존재가 가능하다는 것을 알 수 있다. 각 성분을 제어하기 위해서는 고주파와 저주파 성분에 다른 방식으로 영향을 줄 수 있는 필터함수 $H(u, v)$ 가 필요하다. 대조도 개선에 효과가 있는 버터워스 고역통과 필터를 응용하면 각 성분의 제어가 가능하며, 이때 $\gamma_L < 1$ 이면 저주파가 감소되고 영상의 농도 폭을 압축시키는 효과를 가져오며 $\gamma_H > 1$ 이면 고주파가 증폭되고 대조도가 개선된

다(Fig. 2). 영상의 동형필터 전체적인 처리과정은 Fig. 3과 같다.

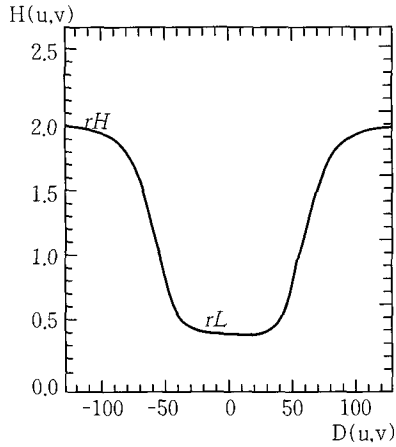


Fig. 2. Plot of filter cross section of homomorphic filter function.

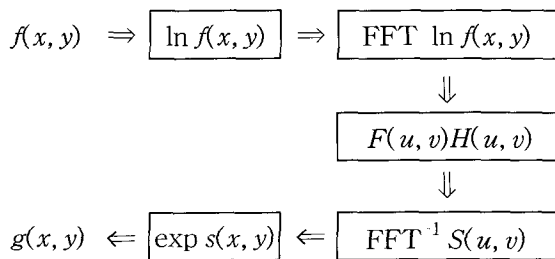


Fig. 3. Homomorphic filtering procedure for image enhancement.

III. 실험방법

본 연구의 실험을 위해서 흉부 모형을 촬영한 흉부 X선 영상, 인체의 흉부 X선 영상, 기관지 조영촬영 영상, 두개부 측면 영상을 이용하였다. 이들 영상을 디지털 영상으로 변환하기 위해 고해상도 필름 스캐너(ScanMaker 9600XL, Microtec™)를 사용하였고 충분한 농도 범위를 확보하기 위해 16 bit TIF 포맷 영상으로 스캔하였다.

각 영상은 히스토그램 균등화 처리와 버티워스 고역필터를 응용한 동형필터를 이용하여 처리하였다. 필터 프로그램 작성과 영상처리는 IDL5.4(Interactive Data Language™, Research Systems)를 이용하였다.

IV. 결 과

동형필터에 의해 처리된 영상은 X선 필름을 스캔한 원영상과 균등화 히스토그램 처리영상을 각각 비교하였다. 처리된 영상의 성적평가는 농도범위 압축과 대조도 향상으로 나타나는 각 영상의 특징을 객관적으로 비교하기 위해 우선 흉부 모형 영상을 이용하였고, 임상에서 대조도와 선예도 성적을 중요하게 다루는 흉부영상, 기관지조영 영상, 두개부 영상을 대상으로 하였다.

흉부모형 영상을 비교하기 위해 해부학적 지표에 따르는 평가기준인 B.R.H. 평가법에 의해 시행하였다^{6,7,8}. 평가기준의 하나인 흉부의 주요 골질 부위인 쇄골은 3개의 영상에서 비교적 잘 나타나 있으나 히스토그램 균등화 영상(Fig. 4.b)에서는 흉추 부위의 대조도가 너무 높아 흉추의 구분이 잘 되지 않았으며 동형필터 처리영상(Fig. 4.c)에서 가장 구분이 잘되고 있음을 알 수 있었다.

기관과 기관지의 경우 Fig. 4.b에서 높은 대조도로 뚜렷하게는 관찰되지만 상세한 세기관지의 모양은 Fig. 4.c에서 가장 잘 나타난다. 횡경막의 경우 3개의 영상 모두 좌우의 횡경막이 잘 나타나고 있으며 특히 Fig. 4.b의 경우 우측의 횡경막과 복부와의 과도한 대조도로 인해 횡경막 아래의 세기관지 모양이 뚜렷하게 관찰된다.

B.R.H.의 물리학적 파라미터에 의한 평가기준의 경우⁶) 디지털 영상의 특징 중 임상성은 비교의 대상에서 제외하고 영상의 대조도와 선예도를 비교하였다.

Fig. 4.b의 경우 과도한 대조도가 발생하여 육안으로는 전체적으로 선명하게 보이나 최대농도 부위와 최소 농도 부위에서 기관지의 농도가 지나치게 확장되었다. 반면에 Fig. 4.c의 경우에는 농도의 정도에 구분없이 세기관지의 모양이 잘 관찰되었다.

환자의 흉부 영상(Fig. 5)을 같은 방법으로 비교하여 보면

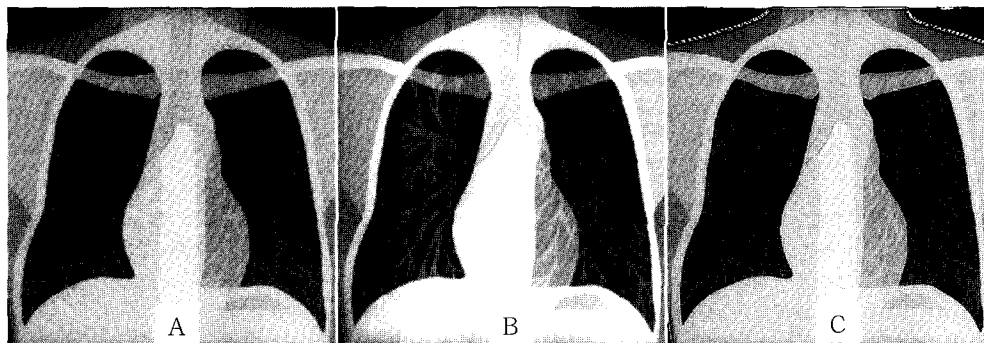


Fig. 4. Examples of chest phantom image. (a : original scanning image, b : histogram equalization image, c : homomorphic filtering image).

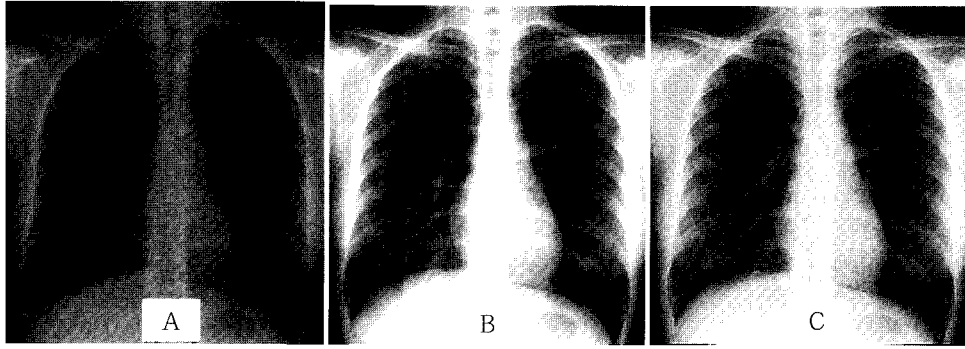


Fig. 5. Examples of patient chest PA(a : original scanning image, b : histogram equalization image, c : homomorphic filtering image).

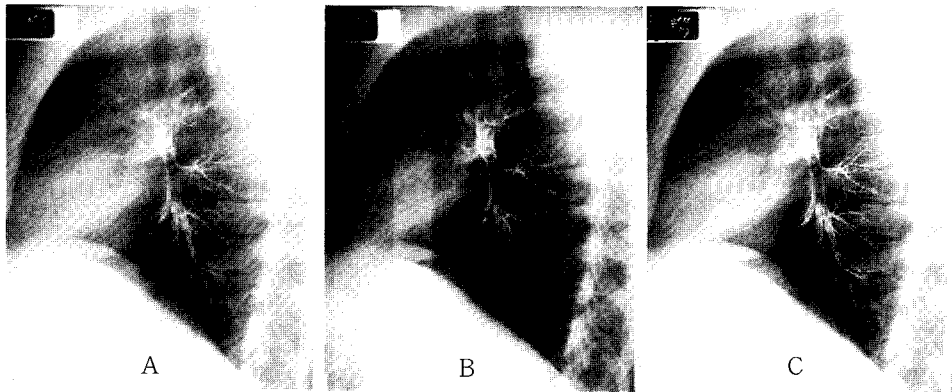


Fig. 6. Examples of bronchography(a : original scanning image, b : histogram equalization image, c : homomorphic filtering image).

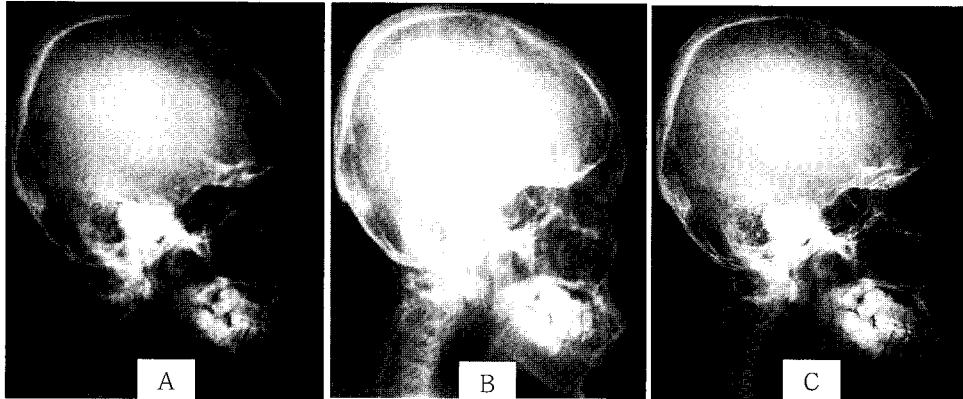


Fig. 7. Examples of skull lateral image(a : original scanning image, b : histogram equalization image, c : homomorphic filtering image).

보면 Fig. 5.c의 폐 영역에서 세기관지, 그리고 쇄골과 흉추부위가 다른 영상에 비해 뚜렷히 관찰되어 대조도와 선예도가 높다는 사실을 알 수 있었다. 특히 기관지의 선예도와 폐 영역의 농도분포가 균일하게 개선된 점은 주목할 만 하다.

사진상 대조도의 특성이 진단에 큰 영향을 줄 수 있는 기관지 조영촬영 영상(Fig. 6)의 예를 들어보면 Fig. 6.b

는 원 영상에 비하여 대조도가 과도하게 확장되어 중단 세기관지의 구분이 곤란하고 오히려 원 영상(Fig. 6.a)보다 화질이 저하되었다. 반면에 Fig. 6.c는 폐 영역의 대조도 압축의 효과로 농도의 분포가 완만하여 중단 세기관지의 구분이 용이하다.

두개부 영상(Fig. 7)에서는 Fig. 7.a와 Fig. 7.b에서 관찰이 어려운 관상봉합부위와 터어키안 모양이 Fig. 7.c

에서 쉽게 관찰되고 있으며, 특히 측두골의 농도는 고른 분포를 보여 실감나게 개선되었음을 알 수 있다. 더불어 상악골과 하악골 그리고 하악골 관절돌기의 선예도는 상당히 개선되었음을 알 수 있다.

V. 고 찰

아날로그 영상인 X선 필름은 디지털 영상으로 변환되는 표본화와 양자화 과정에서 영상이 열화된다. 영상의 표본화 과정에서는 변환장치인 스캐너 해상도의 성능이 중요한 역할을 하지만 오늘날 이러한 변환장치인 필름 스캐너의 해상도는 육안으로 구분하기 힘들 정도의 고성능으로 개발되어 표본화 과정에서의 열화현상 문제는 많이 줄었다.

그러나 X선 필름의 경우는 양자화 과정에서 비록 각 화소의 양자화가 $2^{16} \sim 2^{32}$ bit의 범위를 갖지만 필름의 농도범위가 선형적으로 충분히 양자화가 이루어진다 하더라도 영상처리 후의 육안적 관찰 범위가 제한적이다. 특히 고농도와 저농도 영역에서의 양자화 과정 후, 영상 농도의 정량치는 육안으로 관찰할 때 비선형적으로 나타나므로 특히 대조도가 영상 화질의 특성을 좌우하는 경우에는 이에 대한 보완이 필요하다. 결국 영상의 대조도는 얼마나 양자화를 충실히 반영하였는가에 달려있으므로 양자화 과정에서 정량화가 비롯되는 광원의 특성을 이해하는 것이 중요하다.

스캐너에서 필름으로 조사되는 광자는 필름 농도에 따라 양자화되는데 그 농도는 광원의 조명과 필름을 통과하는 광원의 투과성분에 의해 결정되는 영상모델로 생각할 수 있다.

조명-투과 영상모델에서 조명성분은 농도의 변화가 완만한 영역으로 나타나지만 투과성분은 비교적 대조도가 빈번하게 나타나는 영역에서 그 특징이 나타난다. 따라서 대조도를 개선하기 위해서는 영상의 투과성분을 제어하는 필터를 사용할 수 있다.

일반적인 디지털 X선 영상의 화질을 개선하기 위해서는 다양한 종류의 필터가 사용된다. 그러나 이러한 방법들은 이미 양자화 과정이 이루어진 상태에서 영상의 주파수 영역이나 공간 영역에서 영상의 성분을 제어한다.

본 연구는 영상이 양자화 과정에서 발생하는 영상의 조명과 투과성분에 근본적인 제어를 가함으로써 영상 개선에 접근하고자 하였다.

실험에 사용된 예들은 임상에서 가장 높은 빈도로 이루어지고 있는 영상들로서 농도 편차가 큰 영상에서 필요로 하고 있는 농도압축, 그리고 높은 선예도를 필요로 하고 있는 대조도 개선이 충분히 이루어지고 있음을 나타내고 있다.

흉부영상의 예에서 동형필터처리 영상의 폐 영역 농도 압축의 결과로 농도분포의 편차가 완만하여 부드럽게 개선되었고, 따라서 병소의 발견을 용이하게 할 수 있었다.

특히 기관지의 조영촬영 영상의 예는 대조도 개선으로 세기관지의 모양이 원 영상이나 히스토그램의 영상에 비해 뚜렷하게 관찰되어 동형필터처리는 그 효과가 매우 높다는 것을 알 수 있다. 더구나 원영상의 대조도가 비교적 높은 두개부 경우의 예에서도 동형필터처리 영상에서는 터어키안, 상악골 그리고 하악골의 선예도는 현저히 개선되었고, 측두골을 중심으로 한 전반적인 두개골의 농도 압축으로 인하여 전체 골농도를 평가하는데 도움을 주고 있다. 따라서 동형필터를 이용하여 다른 방사선 필름 영상에 적용하더라도 동일한 효과를 거둘 것으로 기대된다.

그러나 방사선 영상의 동형필터처리 한후에 나타나는 아트팩트를 주목할 필요가 있다. Fig. 4.c의 예에서 처럼 좌우 폐영역 바깥 어깨 부위의 경계면에서 나타나는 양자화의 포화로 흰 선이 관찰되는데, 이는 극단적인 농도 변화 부위에서 종종 발생한다. 물론 진단대상이 되는 영역 밖의 부위라 하더라도, 드물기는 하지만 대단히 높은 농도 변화를 가지는 필름의 경우에는 심각한 아트팩트로 인해 진단적 가치를 떨어뜨릴 수 있으므로 이에 관한 더 깊은 연구가 필요할 것으로 생각된다.

Fig. 2.에서 나타난 것처럼 농도범위 압축을 결정하는 인자는 $\gamma_L < 1.0$ 이며 대조도 개선을 위해서는 $\gamma_H > 1$ 이어야 하므로 이러한 범위에서 나타나는 영상의 특성에 대하여 좀더 깊이 있는 연구가 필요하다. 본 연구에서 사용된 동형필터의 농도압축을 가져오는 증폭상수(amplitude constant)는 1.5, 필터 오프셋은 0.5로 하였는데 이 수치들은 동형필터를 동일한 영상에 일정범위의 값들을 증감시켜가면서 육안으로 관찰되는 최적상태의 값으로 정하였다. 이들 또한 영상의 형태나 필름의 종류, 사용된 그리드의 유무 등에 따라 필름의 투과성분 특성이 달라질 것으로 예상되므로 중요한 연구과제가 될 것이다.

VI. 결 론

현재 디지털 방사선 영상처리 분야에서도 화질 개선을 위해 수 많은 연구가 이루어지고 있다. 그 결과로 괄목할 만한 성과를 보여주고 있으며 현재 임상에서 활발하게 응용되고 있다. 그러나 과거 아날로그 필름을 디지털 영상으로 변환하여 영상데이터베이스 자료로 활용하기 위해서는 스캔한 영상이 데이터베이스에 저장되기 이전에 반드시 영상 개선이 이루어져야 한다. 이러한 영상 개선에는 동형필터 처리가 좋은 방법이 될 것으로 사료되며 3가지 영상의 소규모 실험을 통해 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 모형 영상을 포함한 흉부영상을 동형필터 처리함으로써 농도압축과 대조도 개선을 달성하였고 높은 선예도의 영상을 얻을 수 있었다.
2. 조영제를 이용한 기관지조영 영상에서는 세 기관지의 모양이 뚜렷히 관찰되어 동형필터의 성능이 우수

함을 알 수 있었다.

3. 골격계의 경우 동형필터는 골 농도를 완만하게 분포시켜 영상을 부드럽게 처리하였으며 복잡한 해부학적 구조를 가진 두개골의 필름을 높은 선예도를 가진 영상으로 처리하였다.

참 고 문 헌

1. William K. Pratt : Digital Image Processing, John Wiley & Sons, 311-317, 1978.
2. R. C. Gonzales, R. E. Wood : Digital Image Processing, Addison-Wesley, Reading, Massachusetts, 224-228, 1992.
3. T. G. Stockham Jr : Image Processing in Context of a Visual Model, Proc. IEEE 60(7), 828-842, 1972.
4. H. G. Adelman : A Frequency-domain Gaussian filter module for quantitative and reproducible high-pass, low-pass and band-pass filtering of Image, Am. Lab, 29(6), 27-33, 1979.
5. H. G. Adelman : Butterworth equation for homomorphic filtering of image, computers in Biology and Medicine, 28, 169-181, 1998.
6. 허 준 : 정도관리와 화상평가, 대한방사선기술학회지, 23(2), 6-8, 2000.
7. 허 준, 최종학 : 영상해부학 1권, 대학서림, 4-6, 1994.
8. 방사선과학편찬위원회 : 방사선과학, 정답, 777-778, 2000.