
1) 비선형 Look-Up Table을 통한 영상화질 개선에 관한 연구

(주)메디칼스탠다드, 대구보건대학 방사선과
김선철 · 이준일*

Study on image quality improvement using Non-Linear Look-Up Table

PACS administration team, MedicalStandard, co., Ltd.
Radiology Department of Tea Gu Health College*
Seon Chil Kim, Jun Il Lee*

ABSTRACT

The role of radiology department has been greatly increased in the past few years as the technology in the medical imaging devices improved and the introduction of PACS (Picture Archiving and Communications System) to the conventional film-based diagnostic structure is a truly remarkable factor to the medical history. In addition, the value of using digital information in medical imaging is highly expected to grow as the technology over the computer and the network improves. However, the current medical practice, using PACS is somewhat limited compared to the film-based conventional one due to a poor image quality. The image quality is the most important and inevitable factor in the PACS environment and it is one of the most necessary steps to more wide practice of digital imaging.

The existing image quality control tools are limited in controlling images produced from the medical modalities, because they cannot display the real image changing status. Thus, the image quality is distorted and the ability to diagnosis becomes hindered compared to the one of the film-based practice. In addition, the workflow of the radiologist greatly increases; as every doctor has to perform his or her own image quality control every time they view images produced from the medical modalities.

To resolve these kinds of problems and enhance current medical practice under the PACS environment, we have developed a program to display a better image quality by using the ROI optical density of the existing gray level values. When the LUT is used properly, small detailed regions, which cannot be seen by using the existing image quality controls are easily displayed and

thus, greatly improves digital medical practice.

The purpose of this study is to provide an easier medical practice to physicians, by applying the technology of converting the H-D curves of the analog film screen to the digital imaging technology and to preset image quality control values to each exposed body part, modality and group of physicians for a better and easier medical practice.

We have asked to 5 well known professional physicians to compare image quality of the same set of exam by using the two different methods: existing image quality control and the LUT technology. As the result, the LUT technology was enormously favored over the existing image quality control method. All the physicians have pointed out the far more superiority of the LUT over the existing image quality control method and highly praised its ability to display small detailed regions, which cannot be displayed by existing image quality control tools. Two physicians expressed the necessity of presetting the LUT values for each exposed body part. Overall, the LUT technology yielded a great interest among the physicians and highly praised for its ability to overcome currently embedded problems of PACS. We strongly believe that the LUT technology can enhance the current medical practice and open a new beginning in the future medical imaging.

1. 서 론

1. 연구배경 및 필요성

현대의학의 세분화 전문화에 따라 현대의 병원들은 많은 수의 임상과와 아울러 이를 지원하는 수십 개의 부서들로 이루어진 대단히 분화된 조직구조로 대규모 복합조직체가 되었으며 병원 내에서 소통되고 관리되어야 할 정보의 양 또한 급격히 증가하고 있다. 이에 따라 병원 내 진료인력의 상당수는 본연의 환자진료보다는 부수적인 자료의 처리절차와 관리에 더 많은 시간을 빼앗기게 됨으로써 환자진료의 질을 떨어뜨리게 되는 결과가 나타나게 되었다. 이러한 환자의 진료 서비스 개선 목적으로 병원의 디지털정책은 급격히 성장하고 있다.(1) 또한, 최근 수년간 진단용 의료영상장치의 눈부신 발전으로 진단방사선과의 역할이 크게 확대되었고, 기존의 필름이 주축이 되어진 영상진료체계에서 PACS(Picture Archiving and Communication System)의 도입으로 의료영상 분야의 발전은 과히 놀라운 일이 아닐 수가 없다. 또한 컴퓨터와 네트워크 기술 및 저장장치가 발달함에 따라 디지털 의료영상 정보의 활용가치가 앞으로 크게 증대될 것으로 기대되고 있다. 하지만 이러한 의료영상전달체계에서 가장 중요한 부분이 영상의 화질이다.

Analog형태의 Film-Screen type의 화질 결정요인은 물리적, 화학적 등 여러 가지 많은 구성요소로 이루어져 있고 이러한 작업은 촬영이전, 혹은 촬영 중에 이루어지는 선 조치에 많은 부분이 포함되어 방사선사의 경험과 기술이 매우 중요했던 것 또한 사실이다. 하지만 PACS의 도입으로 인하여 Image Quality Control이 새로운 업무환경으로 자리 잡게 됨으로써 방사선사가 영상에 대하여 후처리를 하게끔 가능하게 되었다. 기존의 PACS하에서의 Image Quality Control Tool은 직접 변환 형태를 볼 수 없게끔 만들어져 있기 때문에 의료장비에서 획득된 영상을 거의 조절하지 못하는 결점을 지니고 있었다. 일반적인

변환 형태를 수치로 대입하게 됨으로써 방사선사나 임상 의사, 판독 의사의 Image Quality Control의 한계가 분명히 있었다. 이것은 Digital Image Processing을 통한 PACS하에서 Image Quality Control은 Monitor에서 Contrast와 Brightness를 조절함으로써 임상 의사나 판독 의사가 Digital Image에 접근해 왔지만, (2) 이러한 Image Quality Control은 영상 전체의 Contrast와 Brightness를 Window Width, Level로 조절함으로써 보고자 하는 부분의 실제영상이 왜곡되거나, 미세한 부분의 판별력이 떨어지는 것이 사실이었다. 또한 방사선사가 직접 촬영 부위별 혹은 영상이 전달되는 의사별로 Image Quality Control을 시행함으로써 방사선사의 업무량이 증대되었던 것도 사실이다. 이러한 문제점을 해결하고자 기존의 Gray Level Values의 ROI Optical Density부분을 크게 향상시키는 프로그램을 개발하여 과거의 영상에서 볼 수 없었던 미세한 부분의 Gray Level Values를 변화시켜 Image Quality를 향상시켰다. 따라서 본 논문에서는 PACS하에서 Image Quality Control을 개선시켜 보다 우수한 영상을 전달하여 임상 의사나 판독 의사가 사용함에 불편하지 않고 좀 더 좋은 결과를 산출하고 정확한 치료계획과 처방에 도움을 주고자 연구하였다.

2. 연구목적

Digital Image Processing에 있어서 Image Quality Control은 영상 재구성, 영상 압축, 영상 복원, 영상 분석등 많은 부분에서 중요한 위치를 가지고 있다. 본 연구에서는 방사선과와 임상 진료과에서 이루어지는 Image Quality Control을 개선시켜 보다 우수한 영상 화질 개선방향을 제시하고자 합니다. 이에 관련된 구체적인 목적은 다음과 같다.

첫째, Image Quality Control의 방법을 체계화, 구체화시켜 임상 의사, 판독 의사가 쉽게 작업할 수 있도록 Digital Image Processing Tool을 만들어 실제 영상을 보면서 작업할 수 있도록 만들었으며, Analog인 Film-Screen의 특성인 특성곡선(H-D Curve)처럼 변환시키는 Tool을 영상과 같이 표시함으로써 직접 Digital Image Processing 할 수 있도록 하여 사용자가 직접 손쉽게 Image Quality Control을 할 수 있는 방법을 제시하고자 한다.

둘째, 방사선과에서 획득되는 영상의 Image Quality 향상시키는 방법의 일환으로 촬영부위별, 영상획득 장치별, 판독 의사별로 Image Setting 방법을 일괄적으로 처리할 수 있는 프로그램을 개발하여 그 Model을 제시하고자 한다.

셋째, 본 연구에서 제시되는 Image Quality Control Tool에서 영상에서 구현되는 Optical Density 부분의 폭을 넓히는 방법을 제시하여 New Gray Level Values Model을 구현하여 판독 가능 한 부분을 최대한 표현 하고자 한다.

마지막으로, PACS하에서 방사선사의 업무량을 최소화 하기 위해서 새로운 방법인 Automatic Image Quality Control Tool을 제시한다.

II. 이론적 설명

1. Digital image processing

일반적으로 우리는 Image Data에 원하는 정보가 Monitor나 Film에 가장 알맞게 표시된 채로 나타나도

록 획득할 수는 없다. 이것은 환자 및 촬영부위와 관계가 많지만 시스템의 특성과도 관련이 있다. 어떤 경우에는 Image Data가 많은 정보를 내포하고 있어도 실제로 이를 보는 사람의 눈에는 보고자 하는 어떤 부분이 강조되어야 좋은 영상으로 인식된다. 이러한 경우 사람의 눈으로 더 많은 정보를 얻을 수 있도록 출력영상의 Contrast를 변경함으로써 좋은 결과를 획득한다. Point 영상처리에 기반을 둔 대조도 변환은 주어진 영상신호를 어떤 사진농도로 재현해야 할지, 진단목적에 적절하게 표시특성을 조절하는 것으로 대조도 증강효과를 얻게 된다. 대조도 증강의 단점으로는 어떤 Gray Scale Level범위에 있는 물체와 가시성(Visibility)을 증강시키는 반면 정해진 범위보다 위 또는 아래의 Pixel Value를 갖는 부분은 희거나 검게 표시되어 가시화가 불가능해진다는 점이다.(3) 이러한 점은 PACS에서의 영상화질에 가장 큰 문제점으로 나타나 프로그램상 몇 가지 해결책이 이미 제시된 상태이며 그 중 대표적인 해결방안이 영상의 전체적인 Window Width, Level을 조절하여 Image Quality Control을 행하는 것이다. 이 방법이 바로 대조도 변환처리의 일종이다. 대조도 변환 처리는 Monitor나 Workstation의 Gray Scale Level 변환을 통해 쉽게 접근할 수 있으며 Computed Radiography System에서의 Gradation Curves 처리와 같은 것이다.

Computed Radiography Image Plate에서 얻은 Digital Image에는 폭 넓은 영상정보가 존재한다. 이것은 Gray Scale범위의 각 부분에 알맞은 화면을 만들 수도 있다는 것을 의미하며, CT(Computed

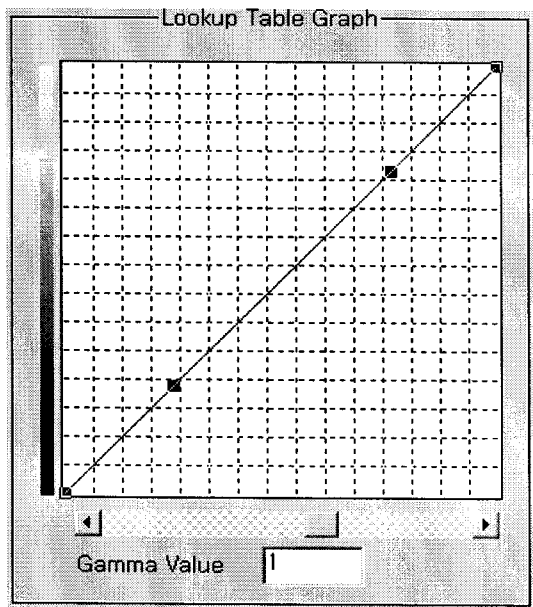


그림 1. Pixel 위치에 따른 Gray Scale Values의 변화

tomography), MR(Magnetic Resonance)영상과 마찬가지로 CR (Computed Radiography)영상도 CRT Monitor에 나타내면, Window width와 level의 조절이 가능하다. 다른 Digital 장치와 마찬가지로 CR 영상의 Digital적 요소는 각종 영상처리를 가능케 한다. 통상적으로 Computed Radiography System들은 영상처리를 이용하여 기존 필름영상과 비슷하게 보이게 하거나 더욱 우수한 진단이 가능하도록 하며, Image 처리방법 중에서 대조도 처리와 계면 강조처리가 이에 속한다. 전자는 Laser Image나 Monitor 화면에 Digital Pixel Values를 Gray scale Values로 변환시켜 주는 표를 조작함으로써 이루어지며 후자는 비선형 마스크 처리 기법으로 가능하다.(4) 그림 1에서와 같이 의료장비에서 획득되는 Digital Image의 row data values를 나타낸 그림이다. Sensor로서의 Image Plate은 그림과 같이 그 값들이 직선적으로 나타나 많은 영상정보를 지니고 있음은 분명하

다. 영상 정보를 우수한 진단능을 지닌 좋은 화질의 영상으로 변화시키기 위해서는 몇 가지 처리가 필요하다.

일반적으로 Computed Radiography에서 많이 이용되는 영상 처리 방법은 두 가지가 있다. 하나는 영상의 농도와 대조도의 안정성을 향상시키는 자동 감도조절처리 (EDR : Exposure Data Recognition

processing)인데, 이는 영상의 인식처리(Recognition)라고 하며, 일종의 영상 전처리 (Preprocessing)에 속한다.(5) 다른 하나는 계조처리(Gradation processing), 주파수 처리(Frequency domain enhancement)와 부가적인 처리에 속하는 Dynamic range control processing, Tomographic artifact suppression, Subtraction 처리가 있으며 이러한 처리들의 궁극적인 목적은 영상의 증강이라고 할 수 있다.(6) [그림2]에서 설명하는 것과 같이 대조도 영상처리 과정은 출력영상의 data 와 입력영상의 data의 기울기와 밀접한 관계를 나타내며, 그의 관계식은 좌측의 설명과 같이 표현된다. 이러한 곡선의 변화를 눈으로 보면서 영상처리과정을 실제로 체험할 수 있다. 대조도의 변환 처리는 영상처리과정의 기본이라고 할 만큼 기존의 PACS에서는 응용범위가 무척 크다. 여기서 디지털의료장치에서 나오는 폭넓은 Dynamic range특성을 어떻게 잘 이용하느냐는 문제가 제기될 수 있다. 이러한 영상 처리 과정은 영상의 화질을 개선시키는데 주어진 영상신호를 적절한 사진농도로 재현하여 진단 목적에 맞는 적합한 영상특성을 조절해 주는 역할을 담당하게 된다.

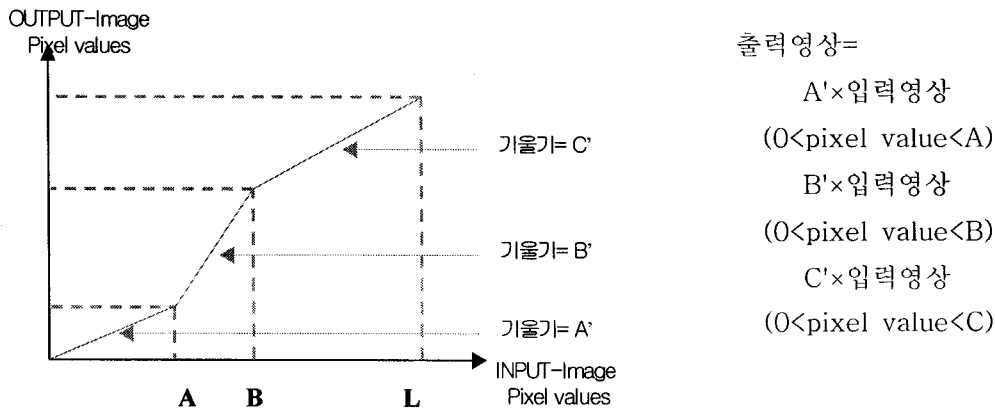


그림 2. 대조도 변환의 원리

또한, 표현하고자 하는 Image Quality에는 여러 가지 부수적인 요인이 실제로 작용한다.(7) 예를 들면, 진단영상의 표시에 있어서 가장 우선적인 문제가 Monitor가 Film만큼의 화질을 재현할 수 있는가 하는 것인데, Film은 분자 단위의 해상력을 가지나, Monitor의 음극선 빔을 가늘게 하는 데는 한계가 있으며 형광면의 입자, 전자회로의 대역폭의 문제 등이 있기 때문이다.(8) 이를 근본적으로 해결하기는 힘들고 시간이 필요하지만 충분히 프로그램 상으로는 지금의 방법보다 효과적으로 해결할 수가 있다고 판단된다. 종래의 Film-Screen 촬영법의 Density나 Contrast의 변경을 위해서는 노출시 mA를 변경하여 X-선 광자량을 변경하거나, Screen과 Film의 조합을 변경하거나 현상처리를 변화함으로써 가능하였다.

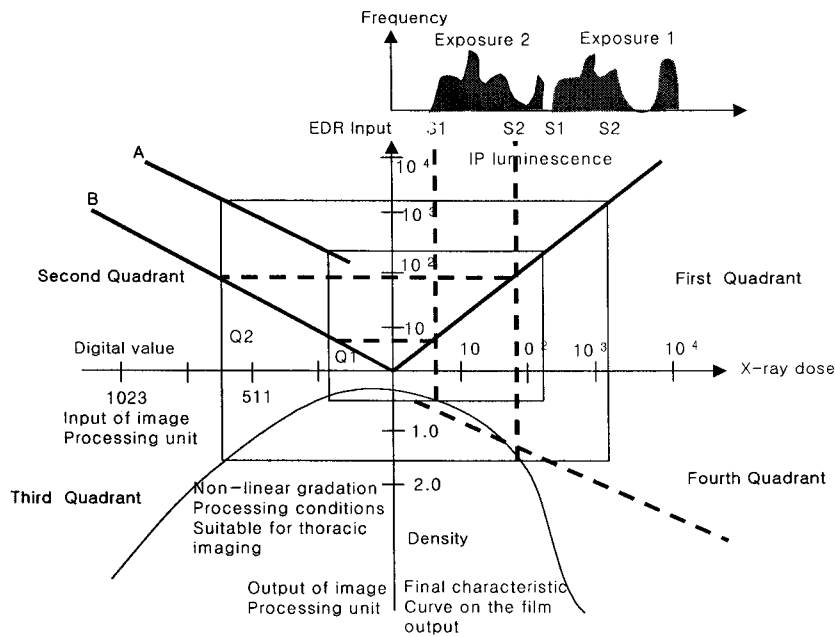


그림 3. Operation characteristics of Computed Radiography

그러나 CR System의 농도를 변경하고자 할 경우는 계조 편향(Gradation shift)을 변화시키는 방법을 주로 사용하며, 대조도의 변경을 위해서는 회전량(Gradation amount)을 Compression하거나, Expansion시킨다.(9)

그림 3에서 나타낸 것처럼 Digital Image Processing은 Second Quadrant에서 설명하는 것처럼 EDR처리를 거쳐서 Third Quadrant와 같이 진단에 적합하도록 앞에서 설명한 것처럼 계조도 처리 및 공간 주파수 처리를 한다.(10) 이와 같은 방법으로 영상 처리 과정이 이루어지며 이러한 처리과정은 영상의 진단에 큰 도움을 주며 Digital Image의 장점이라고 할 수 있다.

2. Image Quality Control

기존에 PACS가 도입된 병원에서 방사선사가 의료장비에서 획득(Acquisition)된 영상의 전체적인 Window Width, Level을 조절하여 Image Quality Control을 했던 것이 사실이고 지금도 일부 병원에서는 이와 같은 방법이 일반적으로 성행되고 있다. 그러나 의료장비에서 획득된 Image Quality가 진단하기에 우수한 영상이라면 이러한 과정이 불필요하다. Digital Image Quality에 영향을 미치는 인자들에는 검출기 물질의 Dynamic range, Digital화 bit depth, Digital 변환단계의 gain setting, 영상의 노이즈(양자반점, TV System의 전자적 노이즈), 영상 후 처리의 특성 등이 있기 때문에 방사선사는 촬영된 영상의 후 처리 과정에 속한다.(11)

일반적으로 전체적인 대조도 변환은 실제 보고자 하는 영상의 주요 Point를 잘 나타내기가 어려운 점이 있고 이러한 문제점은 앞에서 충분히 설명해 왔다. 그림 4에서와 같이 영상에 있어서 보고자 하는 부분을 조절하여 영상을 전송하는 것이 일반적으로 Q.C로 알려져 있다. 하지만 현재 사용하고 있는 PACS

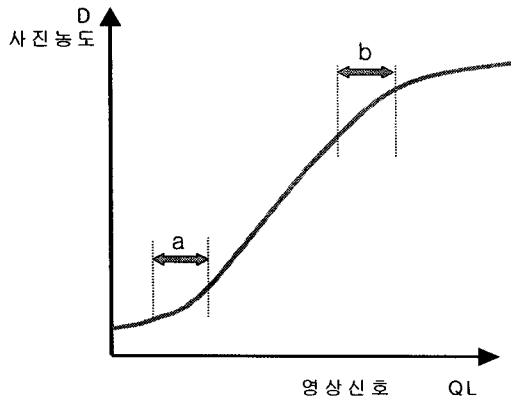


그림 4. 영상 계조처리 과정의 그래프

하에서의 Q.C는 앞에서 설명한 것처럼 전체적인 Window Width, Level을 조절하기 때문에 그림에서 나타난 a,b부분의 영상을 자세하게 볼 수 있는 방법은 한계가 있고 이에 관련된 작업은 무척이나 복잡한 것 또한 사실이다. 이러한 부분을 방사선사나, 임상 의사나 판독 의사가 자유로이 작업할 수 있는 프로그램이 필요하다.

III. 연구방법

1. Look-Up Table 개발

Computed Radiography, CT, MR, DSA, 초음파 등 의료장비에서 일반적으로 Digital Image Processing을 통해서 획득(Acquisition)된 영상은 임상 의사나 판독의사가 보기에 적절한 상태로 만들기 위해

앞에서 말한 전체적인 Window Width, Level을 조절을 통하여 Image Quality Control을 시행하게 된다. 본 논문에서는 이러한 Image Quality Control의 개선방법을 영상 변환 테이블, Look-Up Table(이하 LUT)을 통해서 시행하고자 한다. 영상정보를 구성하는 Pixel들의 Pixel values을 변경하기 위한 Point processing algorithm은 그림 5에 나타난 것과 같이 변환 테이블을 이용하여 효과적으로 실행될 수 있다.

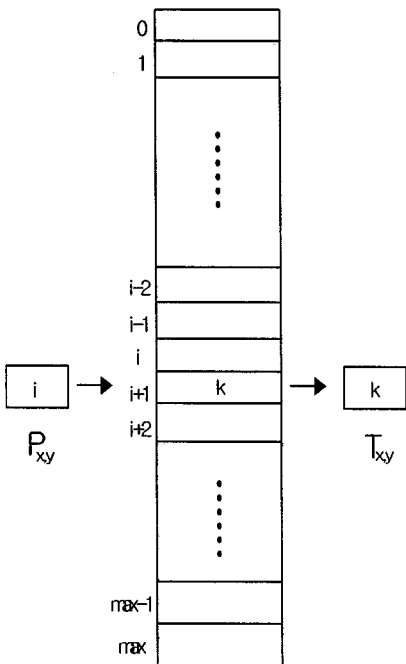


그림 5. Point processing algorithm

변환 테이블은 현재 영상의 Pixel values을 Array의 Index로 사용한다. 그리하여 Index에 지정된 변환 테이블의 구성요소가 새로운 Pixel values으로 변경된다. 그림 5에서와 같이 변환 테이블은 0 내지 max까지의 구성요소를 가지고 있다. 각각의 구성 요소는 변환 전의 Pixel $P_{x,y}$ 의 Pixel values(i)에 의하여 지정된다. $P_{x,y}$ 의 Pixel values이 i 경우, 변환 테이블의 구성요소 중 i번째 구성요소의 값인 k가 변환 후의 새로운 Pixel $T_{x,y}$ 의 Pixel values으로 설정된다. 이를 수식으로 나타내면 [수식1]과 같다.

$$[수식1] \quad T_{x,y} = lut (P_{x,y})$$

함수 lut(.)는 변환테이블의 배열을 나타낸다. 변환 테이블의 구성요소의 수는 영상 정보의 Pixels의 가질 수 있는 모든 Pixel values의 수와 동일하다. 예를 들어 8bit로 Digital된 영상정보에 대해서는 변환 테이블의 구성요소는 256개이며, 12bit Image에 대해서는 4096개의 구성요소가 존재한다. 변환 테이블의 Data는 변환 함수 (Transfer function)이라고 하며, Image를 역상으로 변환하는 변환 함수는 [수식2]와 같다.

$$[\text{수식2}] f(x) = \max \quad x$$

max는 Pixel이 가질 수 있는 Pixel values의 최대값이고, x는 어느 Pixel의 Pixel values을 의미한다. [수식2]를 통해, 영상은 반전된다. 영상정보의 강도를 절반으로 줄이기 위한 변환 함수는 [수식3]과 같다.

$$[\text{수식3}] f(x) = \frac{x}{2}$$

[수식2] 및 [수식3]과 같은 변환 함수들을 그래프로 도시하면 선형적인 그래프를 얻을 수 있다. 따라서 이러한 변환 함수를 갖는 변환 테이블을 선형적 변환 테이블이라고 한다. 이러한 선형적 변환 테이블을 사용하면, 영상 정보 전체에 일정한 규칙의 변화를 가할 수 있다. 그러나, 특정 부분의 영상을 더욱 강조하고 싶은 경우에는 비선형적인 변환 테이블이 사용될 필요가 있다. 예를 들어, 설명의 편의를 위하여 질환이 발생한 생체조직의 Pixel values을 5이하라고 가정한다. 그러면 의사의 환자의 Image 중 강도가 5 이하인 영상은 강도를 절반으로 줄이고 강도가 5 이상인 영상은 강도를 두 배로 증가시킴으로써 질환이 발생한 부위를 보다 용이하게 식별할 수 있다. 이러한 변환 함수는 [수식4]와 같다.

$$[\text{수식4}] f(x) = \begin{cases} \frac{x}{2} & X < 5 \\ 2x & X \geq 5 \end{cases}$$

[수식4]와 같은 변환 함수의 그래프는 선형적이지 않으므로 이러한 변환 함수를 구현하는 변환 테이블은 비선형적 변환 테이블(LUT)이라 한다. 다른 예를 들면, 3 bit Digital 영상 정보의 경우, Pixel values이 5 이하 일 때는 그 Pixel values을 2로 변경하고, Pixel values이 5이상 일 때는 Pixel values을 6으로 변경하는 비선형 변환 함수는 [수식5]와 같다.

$$[\text{수식5}] f(x) = \begin{cases} 2 & X < 5 \\ 6 & X \geq 5 \end{cases}$$

또한, [수식5]를 구현하는 변환 테이블은 [표1]과 같다

변환 테이블을 사용하면, Point 단위의 연산만 수행하기 때문에 소요되는 연산의 양이 절감되는 장점이

인덱스	값
0	2
1	2
2	2
3	2
4	2
5	6
6	6
7	6
8	6

[표1] 변환테이블

있으므로 사용자가 이러한 변환 테이블을 직접 수정함으로써 진단하기에 최적의 영상을 스스로 구현할 수 있고, 수정된 변환 테이블을 저장하여 나중에 용이하게 이용할 수 있게 된다. 기존의 PACS하에서 대조도 증강의 단점으로는 어떤 Gray Scale Level범위에 있는 물체와 가시능(Visibility)을 증강시키는 반면 정해진 범위 보다 위 또는 아래의 Pixel Value를 갖는 부분은 희거나 검게 표시되어 가시화가 불가능해진다는 점을 이러한 변환 테이블을 이용하여 해결하였다. 또한, 사용자가 직접 수치를 변환하거나 Setting되어있는 형태의 그래프 즉, 계조 편향(Gradation shift), 회전량(Gradation amount)을 Compression하거나, Expansion 시키는 작업이 단순해진다.

그림 6은 의료장비에서 획득한 영상으로 PACS하에서 일반적으로 볼 수 있는 영상이 우측에 위치하며 좌측에는 변환 테이블을 나타내는 그래프가 위치한다. 이 Look-Up Table Graph를 이용하여 보고자 하는 주요 부분의Pixel values을 변경시켜 Image Quality를 향상시킨다.

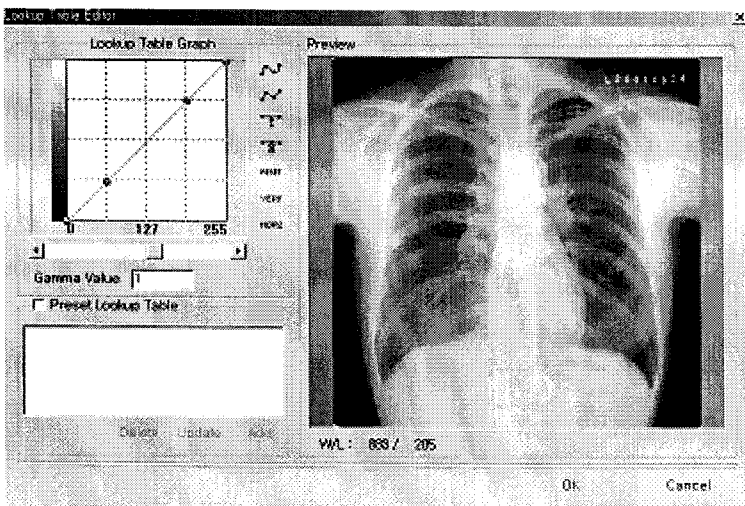


그림 6. Image Quality Control Tool

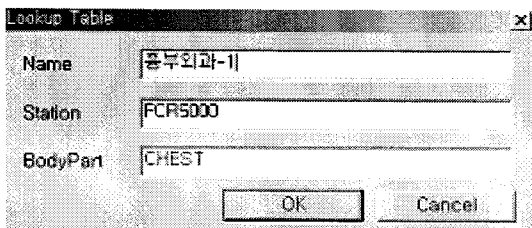


그림 7. 의료장비별, 촬영부위별 Setting Table

또한 의료장비별, 혹은 촬영부위별로 Image Quality Control을 프로그램 상으로 Setting을 하면 자동적으로 Image는 Setting값으로 Display된다. 이러한 부분은 앞에서 설명한 것과 같이 방사선과에서 따로 작업을 하지 않아도 최적의 영상을 구현할 수가 있다. 그림 7은 의료장비별, 촬영부위별 Setting Table로서 그림에서와 같이 이름을 입력시키고 이것을 불러오면 이에 속하는 촬영부위의 모든 영상은 항상 적절한 Image를 Display한다. 이러한 영상의 Display가 가능한 이유 중에서 또 하나는 기존의 Gray Scale values을 새로운 형태로 확대시킨 점을 말씀드릴 수가 있다.

그림 8에서 도식한 것과 같이 기존의 A와 A'를 비교하여 보면 얼마나 ROI영역 내에서 Optical Density의 범위가 현저히 차이가 남을 볼 수 있다. 이는 보고자 하는 주요 부위 주위의 Pixel value와의 차이를 둠으로 인하여 집중적인 관찰이 필요한 부분의 대조도 변환을 하여 미세한 병변을 쉽게 관찰 할 수가 있다.

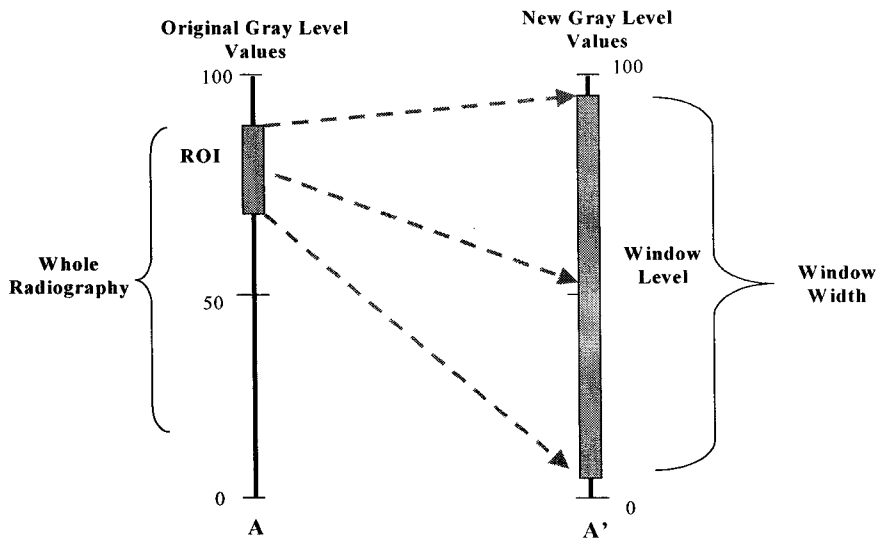


그림 8. New Gray Scale value

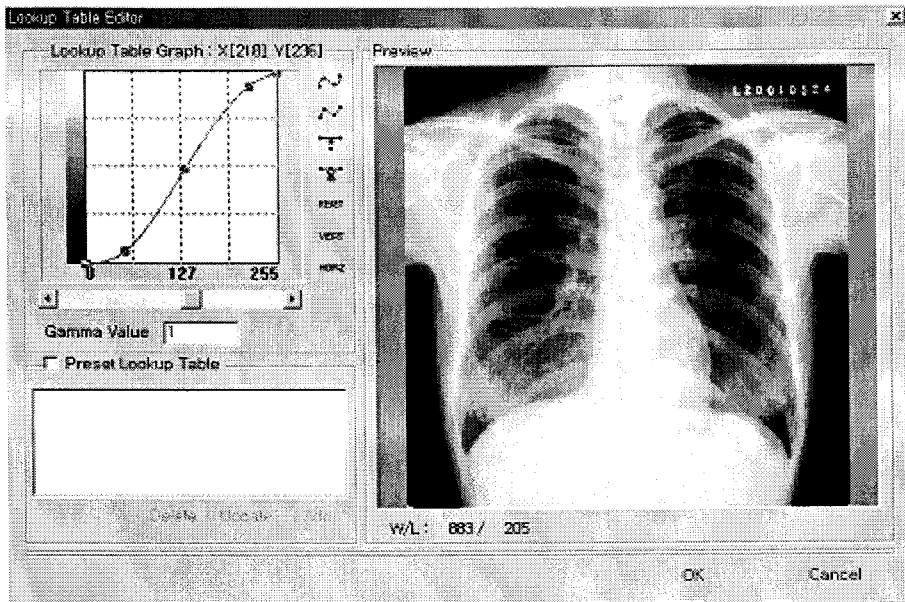


그림 9. LUT를 통한 Image Display

그림 9은 LUT를 통하여 조작한 영상으로 Window Width, Level은 조작전과 같으나 Image는 더 우수함을 볼 수 있다. 여기에 그림 7과 같은 Setting을 입력시키면 항상 원하는 영상을 즉시 입력된 상태로 그 영상 그대로, Image는 같은 좋은 영상으로 임상 의사나, 판독의사 전달되어 볼 수가 있다.

2. Look-Up Table을 통한 Image Quality 비교

기존의 PACS가 설치된 병원에서 Window Width, Level을 조작하는 방법으로 표시된 영상과 LUT를 사용하여 영상처리가 된 두 영상을 판독의사 5명에게 열람하게 하여 Image Quality를 비교 분석하였으며, 방사선사 5명에게는 기존의 Image Quality Control방법과 LUT를 비교하여 사용자 측면의 편리성을 알아보았다.

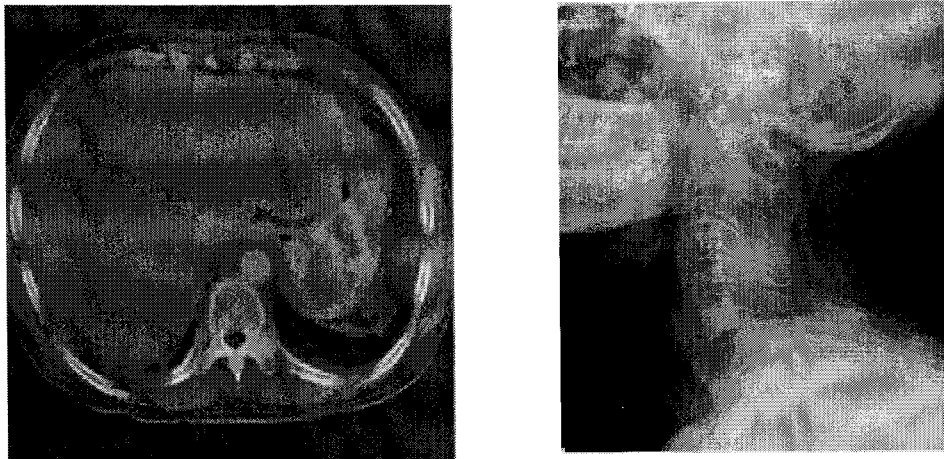


그림 10. LUT 사용 이전의 영상



그림 11. LUT를 사용한 영상

같은 Window Width, Level에서의 LUT 사용하였을 경우의 Image와 사용하지 않은 Image를 그림 10과 그림 11에서와 같이 나타낼 수 있다. 이때 사용한 LUT의 그래프 조작은 그림 12와 같다. 위의 그림 11에서와 같이 주위 Pixel과 대조도의 변환량을 조절하여 보고자 하는 주요 부위의 Image Quality를 획기적으로 향상시켜 우수한 판별력을 제공하는 여부를 조사하였다.

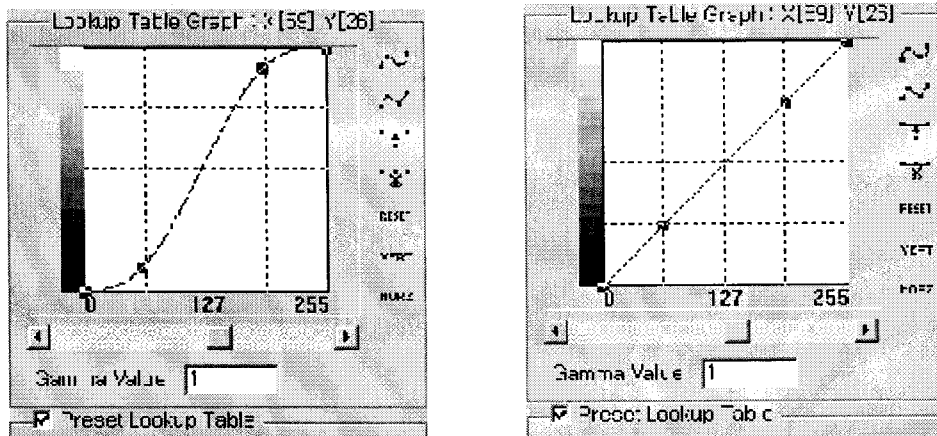


그림 12. LUT Graph의 변화

IV. 결 과

PACS가 이제 중, 대형병원 중심으로 일반적으로 널리 사용됨에 따라 기존의 Analog형태의 Film-Screen System이 Digital Image System으로 그 업무 흐름이 변화되고 있다. 하지만 이미 진료의사가 Film에 의한 진단에 익숙해 있으며, 이에 따른 know-how가 축적되어 있고, 한번에 많은 필름을 비교할 필요가 있으며, 판독회의에서 동시에 많은 사람이 관찰할 필요가 있다. 또한 휴대할 수 있는 점이 Film의 매력이었으나, 이러한 대부분이 기술적으로 해결된 상태이고 과거 Film에서 보지 못하였던 많은 장점들이 나타나고 있다.(12) 이러한 변화에 가장 민감한 부서가 바로 진단방사선과이며 또한, 진단방사선과에서 가장 중요하게 생각하는 부분이 Image Quality 부분이다. PACS에서 화질을 중요시하지 않고는 그 자체의 의미를 할 수 없다고 해도 과언이 아니다. 그래서 방사선과에서는 진단하기 쉬운 농도범위의 영상을 만들어 내는 것이 중요하다고 생각한다. 이에 LUT는 효과적으로 대처할 수 있으며 항상 최적의 영상을 구현한다. 본 논문에서 LUT의 효과를 검증하기 위하여 판독의사 5명에게 동일한 영상을 제시한 결과 모두 LUT를 사용한 영상의 우수성을 지적하였다. 무엇보다도 주요 미세부분의 영상은 확연히 구별될 만큼 진단의 우수성을 인정하였다. 이제까지 PACS는 전혀 느끼지 못했던 Image Quality Control부분이다.

그림 13과 그림 14에서 보는 것과 같이 같은 Window Width, Level에서 두 영상은 큰 차이를 보이고 있으며 그림 14에서와 같이 병변이 뚜렷이 나타낼 수 있다. 무엇보다도 방사선사 입장에서는 종래 촬영 후 일일이 영상마다 Image Quality Control을 시행했어야 하나, 본 LUT을 시행하면 초기 판독의사별, 임상사별로 또 의료장비별로 Setting만 하면 항상 우수한 영상을 볼 수 있다. 방사선사 5명을 대상으로

실시된 Image Quality Control은 자동으로 최적의 영상을 임상 의사나 관독의사가 볼 수 있다는 측면에서 우수성과 편리성을 인정하였다. 다만 현재 환자 체위별 Setting이 없다는 점을 2명의 방사선사 지적하였다. 하지만 Image Quality의 우수성은 5명 모두가 인정하였다.

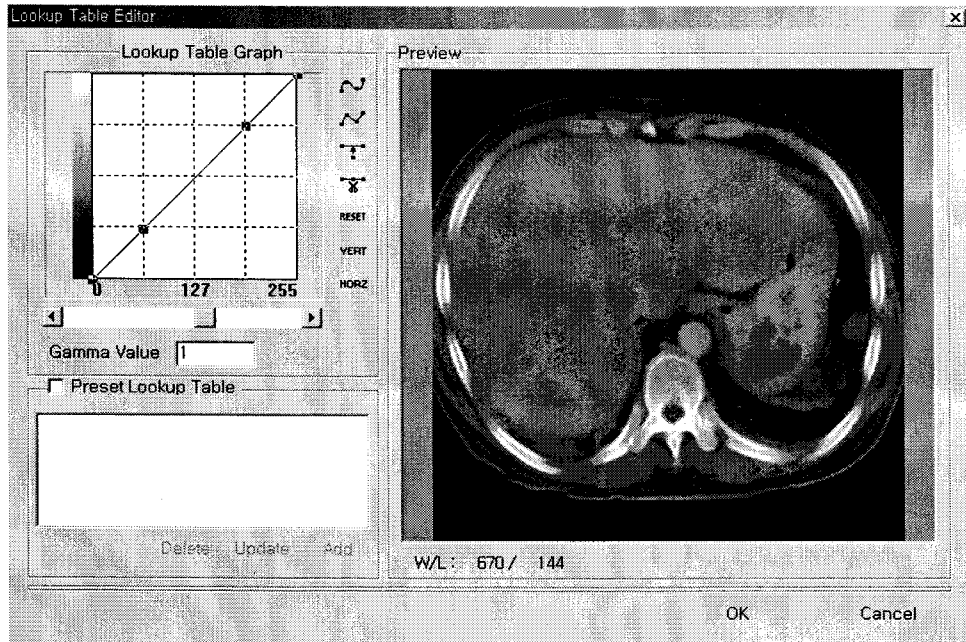


그림 13. LUT를 사용하기 위해 영상을 불러낸 상태

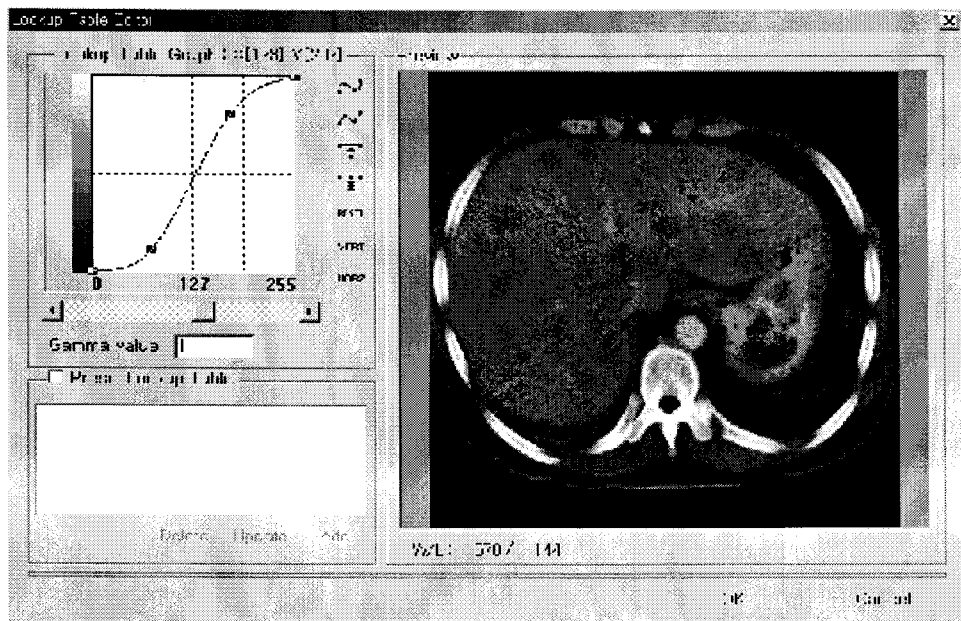


그림 14. LUT를 사용하여 진단에 필요한 작업을 한 상태

V. 결론

본 연구의 결과에서와 같이 영상의 질을 한 차원 승화시킨 점은 모두가 인정하였다. 무엇보다도 미세한 질병을 판독하는데 큰 도움이 되고 기존의 Image Quality Control을 방법을 개선시켜 방사선사의 업무량을 대폭 간소화시켜 업무 흐름을 원활히 하였다. PACS로 인하여 임상 의사가 얻는 여러 가지 장점은 여러 보고서에서 이미 발표가 되었고 이제 이러한 기술적 차원에서 임상적으로 다가가서 실질적인 영상에 관해서 화질 관리에 좀 더 귀를 기울여야 한다. Image Quality를 배제한 PACS는 있을 수 없다는 점을 간과해서는 안 된다. 현재 많은 병원에서 의료영상을 Film System에서 탈피하여 디지털 영상체계인 PACS로 진행하고 있다. 물론 System의 안정도는 무척 선택사항에 중요한 부분이지만, 무엇보다도 Image Quality가 중요하다. 결국 모든 임상에서 보는 것은 영상의 화질이고 곧 영상의 화질이 바로 환자의 생명이다. 기존의 판독대에 진단에 필요한 영상들을 미리 걸어놓는 것처럼 PACS workstation에서도 검사를 선택했을 때에 자동적으로 진단에 필요할 영상들을 선택하고 적절한 크기와 배열, 의사의 판독습성에 맞는 Image Quality로 Monitor에 영상을 띄우는 기법이 필요하다. 이를 위해서는 어느 정도의 전문 지식과 의사마다의 판독습성을 담아 낼 수 있는 Software의 지능화가 필요했었다.(13) 또한, 방사선과내에서는 일반적으로 어두운 필름을 보는 조명등이 있어 왔으나, 임상 과에서는 이와 같은 설비가 없었고, 방사선과 의사는 촬영조건이 열악한 필름에 적응이 쉬웠으나, 임상 의사들은 이러한 환경에 대하여 방사선과 의사에 비하여는 적응력이 떨어졌던 것은 사실이다.(14) LUT는 이러한 욕구를 충족시키기에 충분하다고 말할 수 있고, 또한 사용자가 요구하는 사항이 바로 추가될 수 있다는 점이 많은 부분을 충족시킨다. LUT는 PACS workstation에서의 검출하기 어려운 병변의 가시도를 개선시켜 진단능을 향상시키는 영상처리방법으로 향후 의사의 판독습성의 특성을 그대로 유지 할 수 있는 장점으로 많은 이에 필요로 할 것으로 기대된다. 무엇보다도 자동으로 최적의 영상을 볼 수 있기 때문에 종전에 방사선사가 영상에 관하여 Image Quality Control 작업 시간을 환자에게 돌릴 수 있어 좀더 병변에 대하여 정확한 촬영을 할 수 있고 환자에 대한 서비스도 향상 시킬 수 있다. 본 연구논문의 LUT는 PCAS하에서 의학영상의 진단적 가치를 한층 높이는데 기여할 것이라고 믿어진다.

참고문헌

1. 김영민, 최형식, PACS and medical imaging. 국내외 한국과학기술자학술대회 추계 Work shop 논문집 pp 33-41. 1992.
2. 안중모, 임재훈, 노덕우, 대형종합병원에서 PACS에 대한 의사 만족도. 대한 PACS학회지 pp 11-12 1999.
3. 정환, 이완, 김문찬 디지털 의료 영상학. pp 46- 47 1999.
4. J. Anthony seibert, PhD, Digital Image Processing Basics, RSNA Categorical course in physics 1995: pp 121-127
5. Matsuda T, Arakawa S, Kohdak Toril S, Nakajima N. Fuji Computed radiography technical review, 30.2 Tokyo, Japan: Fuji Film 1993.
6. Charles E. Willis, PhD, Quality Improvement in computed Radiography. RSNA Categorical course in physics 1996 ; pp 153- 160
7. Xinhua cao, H.K. Huong. Current status and Future Advances of digital radiography and PACS. Engineering in medicine and Biology2000. pp80-81
8. Hurtwing Blume, PhD Image intensifier and X-ray exposure control system. RSNA Categorical course in physics 1995. pp 87-88
9. Katherine P. Andriole, PhD. Computed radiography Technology overview. RSNA Categorical course in physics 1996. : pp 141-152
10. Optimizing CR Images with image Processing : Segmentation tone scaling, edge ehance ment. Kodak Health Sciences Technical and scientific Monograph. New York, NY : Estman Kordak, 1994
11. Ogawa E, Arakawa S, Ishida M kato H. Quantiative analysis of image performance for computed radiography systems. Proc SPIE 1995; 2432 : 421-431
12. Gringold Er, Tucker DM, Barnes GT. Computed radiography: User-programmable feature and capabilities. J Digital Imaging 1994; 7 ; 113-122
13. 대한 의료정보학회 편. 보건 의료 정보학 pp472-473 1999.
14. Schaefer CM, Greene R.E, Oatmann Jw, et.al. Improved control of image optical density with low-dose digital and conventional radiography in beside imaging. Radiology 1989; 173: 713-714