



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



**저작자표시.** 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



**비영리.** 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



**변경금지.** 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

碩士學位論文

방사선 투시검사에서 Screen  
Capture 영상의 유용성



濟州大學校 大學院

醫工學

김 영 석

2006年 12月

# 방사선 투시검사에서 Screen Capture 영상의 유용성

指導教授 崔 玟 柱

김 영 석

이 論文을 工學 碩士學位 論文으로 提出함

2006年 12月

金 伶 爽 의 工學 碩士學位 論文을 認准함

審査委員長 \_\_\_\_\_

委 員 \_\_\_\_\_

委 員 \_\_\_\_\_

濟州大學校 大學院

2006年 12月

Usefulness of screen capture images  
in Fluoroscopy

Young Suk Kim

(supervised by professor Min Joo Choi)

A thesis submitted in partial fulfillment of the  
requirements  
for the degree of master of engineering

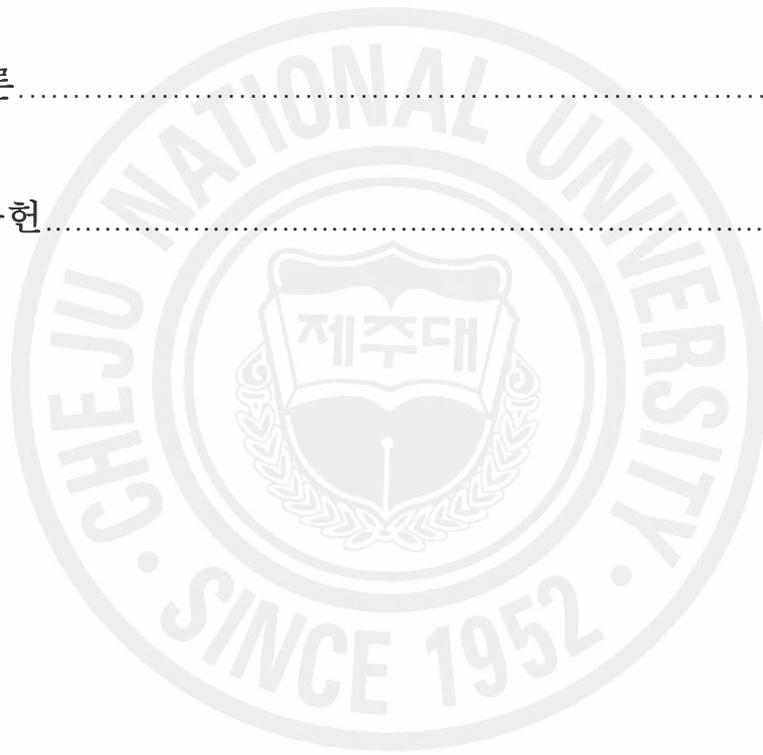
2006. 12.

Interdisciplinary Postgraduate Program  
in Biomedical Engineering  
GRADUATE SCHOOL  
CHEJU NATIONAL UNIVERSITY

# 목 차

목차.....	i
SUMMARY.....	iii
<b>I. 서론</b> .....	1
1.1 연구 배경.....	1
1.2 X선 투시 검사.....	2
1.3 연구 목표.....	3
1.4 연구 범위.....	3
<b>II. 실험 및 방법</b> .....	4
2.1 실험개요.....	4
2.2 X선 투시 촬영장치.....	8
2.2.1 X선관.....	11
2.2.2 영상 증배관.....	16
2.2.3 CCD 카메라.....	21
2.3 대조도 팬텀.....	24
2.4 해상도 팬텀.....	28
<b>III. 결과</b> .....	33
3.1 피사체가 없는 배경 영상.....	33
3.2 팬텀 영상의 X선 조건 비교.....	37
3.3 대조도 팬텀 영상.....	39

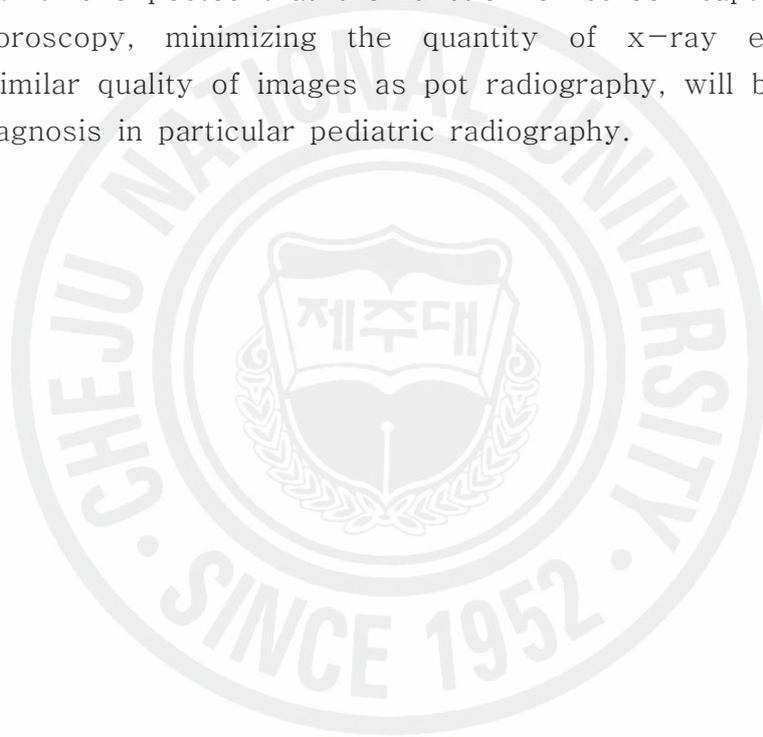
3.4 해상도 팬텀 영상.....	54
<b>IV. 임상 증례 및 토의.....</b>	<b>66</b>
4.1 실험 결과 요약 및 임상적인 의의.....	66
4.2 해상도 관련 사항.....	67
4.3 대조도 관련 사항.....	68
4.4 개선 및 추가연구.....	68
4.5 임상 증례.....	69
<b>V. 결론.....</b>	<b>79</b>
<b>참고 문헌.....</b>	<b>80</b>



## SUMMARY

The image gets through 'spot radiography' in the conventional radio fluoroscopy which has evolved into a digital radio fluoroscopy with an additional function 'screen capture'. This study aims to test clinical diagnostic utilities of screen capture by contrasting screen capture and spot radiography in the quality of their images and x-ray exposures used for the images. Comparison between screen capture and spot radiography was performed both in quality of images and exposure conditions of x-ray used for making images. The quality of images was tested in terms of image parameters, 'contrast' and spatial 'resolution' using images on phantoms. The phantom images were obtained using Radiological fluoroscopy system (Winscope, Toshiba, Japan) for both the contrast phantom (AL\_stepwedge, department of radiology, Jeju National University Hospital, Korea) and the resolution phantom (Nuclear associates-Carie, place-N.Y 07-523, SUPERTECH<sup>®</sup>, USA). The phantoms were located in the water cell and for consideration of the 3 typical classes of patient in size, the height of water was set to the 3 different levels, ie, 12cm for 'skinny', 18cm for 'normal', and 24cm for 'fat'. The image contrast (CR = 1.5~3.5) remained almost the same regardless of the water height, but was different with the water height in screen capture. The contrast in screen capture phantom images varied ranges of 2~4.5 in the water height of 12cm, 2~3.5 in 18cm and 1.5~2 in 24cm. So, it has a broad range in 12cm more than spot radiography, and is similar in 18cm, but decreased suddenly in 24cm. Resolution was 2.0 lp/mm in 12cm 1.8 lp/mm in 18cm and 24cm on spot radiography while it appears 1.8 lp/mm in 12cm, 1.6 lp/mm in 18 and 24cm in screen capture. This indicates that the resolution in general decreases with the height of water and is slightly higher (by about 10%) in spot radiography than screen capture. The x-ray energy used for contrast phantom images was 261 J, 392 J, 1,726 J for the water height 12, 18 and 24cm, respectively on spot radiography and was 7.2 J, 13 J, 17 J on screen capture. The x-ray energy used for resolution

phantom images was 12.3 J, 321 J, 511 J for the water height 12, 18 and 24cm, respectively on spot radiography and was 79 J, 13 J, 17 J on screen capture. The phantom studies show that the contrast was similar between screen capture and spot radiography for skinny and normal class. Resolution measured decreased with the size of patients and was found to be higher 10% in spot radiography than screen capture over all three classes. But the x-ray energy required for images in screen capture was not more than 4 % than spot radiography. The results indicate screen capture uses a small dose of x-ray without deteriorating in quality of images, in particular, for skinny or normal body size. It is expected that the function of screen capture in digital radio fluoroscopy, minimizing the quantity of x-ray exposure but keeping similar quality of images as pot radiography, will be of use for clinical diagnosis in particular pediatric radiography.



# I. 서론

## 1.1 연구 배경

1895년 독일의 물리학자 Willhen Conard Röntgen에 의해 발견된 X선은 이제 의료에서 질병의 진단을 위해 필수적인 도구로 사용하고 있다. 진단을 위한 X선 영상 기술은 환자의 안전과 질환 예방을 위해 고 해상도와 저 방사선량에 초점을 두고 발전하고 있다. 의료 진단용 X선 장비는 일반 촬영 장치, 컴퓨터 촬영 장치(Computed Tomography: CT), 골밀도 촬영기(Bone Densitometry), 진단 또는 수술 등을 위해 실시간의 동영상을 얻는 X선 투시 촬영장치(Fluoroscopy system) 등으로 분류된다. 지난 100여 년간 사용돼온 전통적인 X선 일반 촬영 장치는 필름위에 X선을 조사하여 흑백으로 나타나는 아날로그 영상을 구현한다. 그러나 필름을 이용하는 X선 영상 진단은 아날로그 방식이라는 점, 필름을 판독하기 위해 현상을 포함한 적지 않은 시간 소요되는 점, 필름 현상으로 인한 화학 물질의 배출, 방사선 피폭의 위험 등의 많은 문제점을 내포하고 있다.

디지털 X선 촬영 장치 (Digital Radiography: DR)의 출현은 이러한 단점을 해결하는 신기술로 부각되고 있다. 이는 DR이 기존의 필름을 사용하는 방식에 비해 인체에 유해한 X선량을 적게 조사하면서 높은 해상도 영역을 얻을 수 있기 때문이다. DR은 필름을 사용하는 대신 X선 검출기(detector)인 CCD라는 이미지 센서를 이용하여 아날로그 신호를 전기적 신호로 바꿔서 컴퓨터 모니터에 영상을 표시한다. CT, 골밀도 촬영기, 디지털 X선 투시 촬영장치 등은 DR 기술을 이용한다.

DR을 포함한 모든 X 진단의 요구 조건은 X선 조사량을 감소시키고 영상의 질을 향상시키는 것이다 (이충희 2003). 방사선 방호의 최적화로서 모든 피폭은 사회

적 경제적 요인을 고려해 합리적으로 달성 가능한 한 낮게 억제해야 한다는 방사선 방호의 기본 개념으로 ALARA (as low as reasonably achievable)를 권고하고 있다 (ICRP publication 26 1977). 방사선 피폭의 위해도는 조사된 X선량에 비례하지만, 생체의 방사선 감수성에 영향을 받는다. 방사선 감수성이란 방사선이 조사되었을 때 생체 조직이 반응하는 정도를 말한다. 동일한 방사선을 조사하더라도 연령, 생물종, 유전적 계통, 생리적 요인 등에 따라 방사선 감수성은 달라진다. 개체의 연령이 어릴수록 고등 동물 일수록 방사선 감수성은 높다. 성인 보다는 어린 유아일수록 방사선 감수성은 높다 (Bergonie and Tribondeau 1906).

## 1.2 X선 투시 촬영 검사

X선 투시촬영검사는 조영제를 체내에 투여하여 조영제의 움직임을 X선에 의해 영상화 한다. 이 방식은 검사하고 싶은 장기 또는 조직의 내부를 문자 그대로 투시로 보는 듯한 영상을 제공한다. 종래의 아날로그 방식 X선 투시촬영 검사는 촬영 영상 “spot radiography” 을 얻기 위한 것으로 투시 상에서 증례(병변, 장애)를 발견, 촬영 위치 결정하며 필름에 영상을 기록한다. 따라서 아날로그 방식 X선 투시촬영 검사는 촬영 영상을 얻기 위한 증감지-필름을 넣은 촬영 장치가 필요하다. 아날로그 X선 투시촬영검사에서 투시 때는 X선에 의한 감광을 피하기 위하여 영상증배관의 전면에 이동시킨다(그림2.1-1의 d). 이 장치를 Film Magazine(50~100장의 필름 수납)이라고 하며 이동시간은 1초 이내 이다. 즉, 아날로그 방식 방사선 투시 검사는 “spot radiography”를 실시하여 증감지-필름에 영상을 기록한다.

반면 디지털 X선 투시 촬영 장치는 Film Magazine을 없애고, 영상증배관 후면에 CCD(이미지센서) 카메라를 부착하고 있다. 즉, 영상증배관에서 증배시킨 신호(빛)를 그대로 CCD에 전달되게 된다. CCD 신호는 스크린에 영상화되고, 스크린 영상을 캡처하여 영상을 기록할 수 있다. 이렇게 영상을 기록하는 방법을

“screen capture”라 한다. screen capture로 영상을 얻을 때의 조사 조건은 투시 조건과 같다. 투시 조건에서 X선관에 인가되는 전류는 spot radiography의 3% 이내로 아주 적은 양을 사용한다. 전류는 단위 시간당 X선 조사량을 가늠하는 척도이며, 여기에 시간을 곱하면 총 X선 조사량을 의미한다.

### 1.3 연구 목표

본 연구의 목표는 디지털 X선 투시 촬영에서 screen capture의 진단 의학적 유용성을 평가하기 위함이다. screen capture 영상은 spot radiography에 비해 사용하는 X선 조사량이 매우 낮다 (약 3% 이내). 반면 영상의 질은 시각적으로 크게 차이가 나지 않는 것으로 관찰되었다. 이런 이유로 본 연구자는 screen capture 영상과 spot radiography 영상의 질 및 X선 조사 조건을 객관적으로 평가하고 이 자료를 바탕으로 환자 진단에서 screen capture가 가지는 임상적 유용성을 평가하고자 연구를 수행하였다.

### 1.4 연구 범위

본 연구에서 디지털 X선 투시 검사에서 얻어진 screen capture 및 spot radiography의 영상의 질은 팬텀 영상을 이용하여 평가하였다. 사용된 팬텀은 대조도와 해상도를 평가하기 위한 팬텀이다. 실험에서 팬텀 영상을 촬영할 때, 환자의 체형의 차이를 고려하여 마른형, 보통, 비만형의 3가지로 구분하였다. 각 체형에 대한 촬영 환경은 팬텀을 놓은 통의 물의 높이로 조절하였다. 팬텀 영상을 촬영할 때 사용한 X선 조사 조건은 X선관에 인가되는 관 전압, 관 전류, 조사 시간을 변수로 사용하여 설정하였다. 본 연구에서는 팬텀에 대한 screen capture 및 spot radiography의 영상의 질을 해상도 및 대조도 관점에서 비교 분석하고, 이 결과를 바탕으로, 환자로부터 얻은 실제 영상을 평가하였다. 영상의 질에 대한 평가 사용된 X선 피폭량을 고려하여 screen capture의 진단학적 유용성을 토의하였다.

## II. 실험 및 방법

### 2.1 실험 개요

그림2.1-1은 대조도 및 해상도 팬텀 영상을 얻기 위한 실험 장치를 보여주고 있다. 사용된 디지털 X선 투시 검사 장치는 Radiation and Fluoroscopy Device (Winscope, Toshoba, Japan)이다. 팬텀은 인체 조직과 X선 투과 특성 즉 질량감약계수( $\mu/\rho$ )가 유사한 물통 (지름 35cm인 플라스틱 원통)에 위치하도록 하였다. 환자의 크기를 고려하기 위해 물의 높이 (즉 물의 양)를 조절하였다. 마른 체형인 경우는 물 높이를 12cm, 보통 체형인 경우는 물 높이를 18cm, 비만인 경우는 물 높이를 24cm로 하였다. 본 실험에서는 대조도 및 해상도 팬텀에 대해 3가지 체형 조건 (비만, 보통, 마른 체형)의 spot radiography와 screen capture 각각 6개의 영상 (총 12개 영상)을 촬영하여 비교 분석하였다.

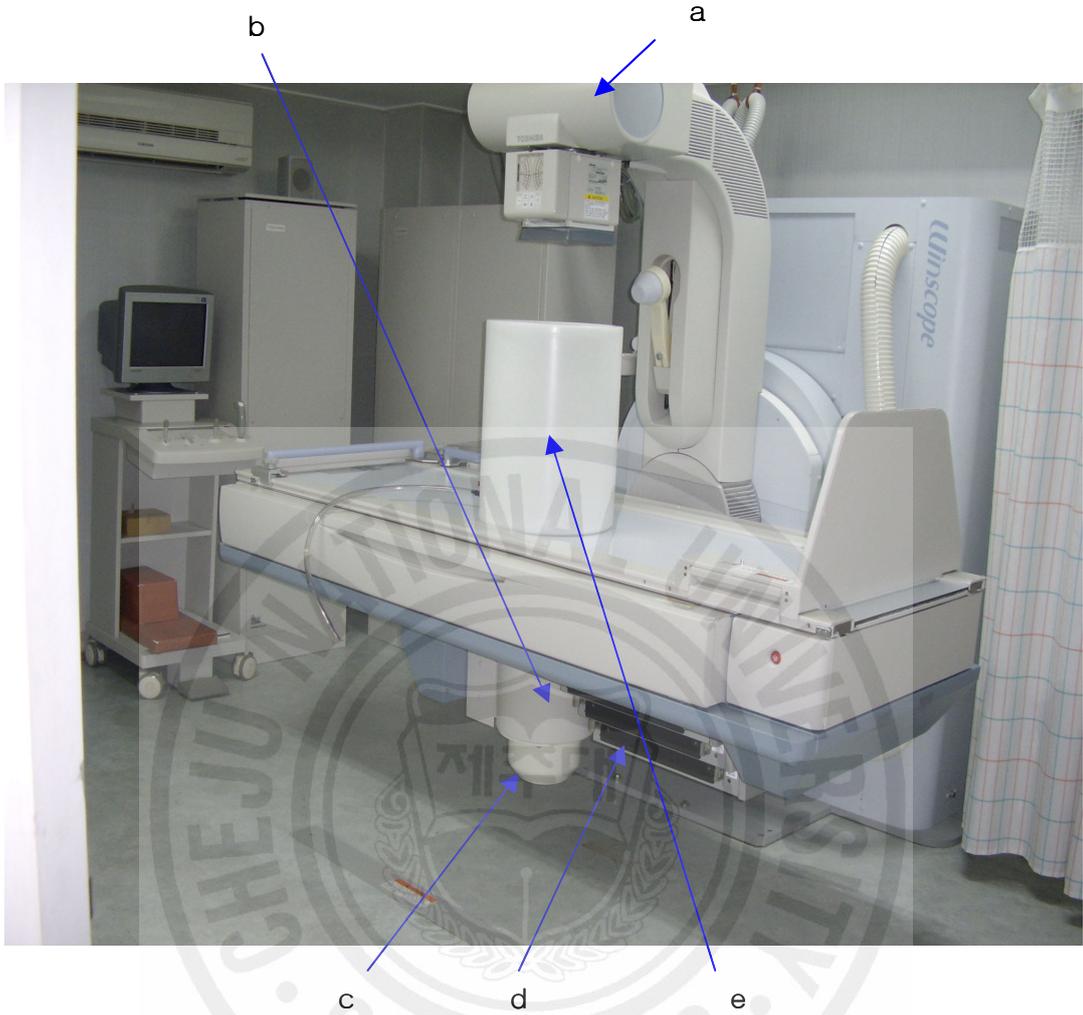


그림 2.1-1 디지털 투시 촬영 장치 실험장치 (a: X-ray tube, b: Image Intensifier Tube, c: CCD camera, d: cassette magazine holder, e: 피사체 팬텀이 위치한 물통)

본 연구에서 사용한 디지털 X선 투시 검사 장치에서 얻어진 spot radiography 영상은 방사선이 많이 투과하면 즉 피사체의 두께가 얇거나 밀도가 적은 곳의 영상은 밝고, 방사선이 투과가 적으면 즉 피사체의 두께가 두껍거나 밀도가 큰 곳 영상에서는 어둡게 나타난다. 이는 종래의 습식 필름을 이용한 아날로그 X선 촬영 장치와 같은 방식이다. 반면 screen capture 영상은 spot radiography 영상과 명암을 반대로 영상화한다. 본 연구에서는 screen capture와 spot radiography 영상의 비교를 위해 screen capture 영상의 명암을 반전시켜 사용하였다. 그림 2.1-2는 디지털 X선 투시 검사 장치를 이용하여 가위(test object)를 촬영한 전형적인 spot radiography 및 screen capture 영상을 보여주고 있다. 그림 2.1-2에서 (a)는 spot radiography 영상, (b)는 screen capture 영상, (c)는 (b)를 반전시켜 명암을 spot radiography와 같은 방식으로 표현한 영상이다. 그림 2.1-2 (a)와 (c)에서 영상은 피사체의 밀도가 큰 부분(가위의 날)은 하얗게 보이고 밀도가 작은(가위의 손잡이) 부분은 어둡게(검게) 보인다.

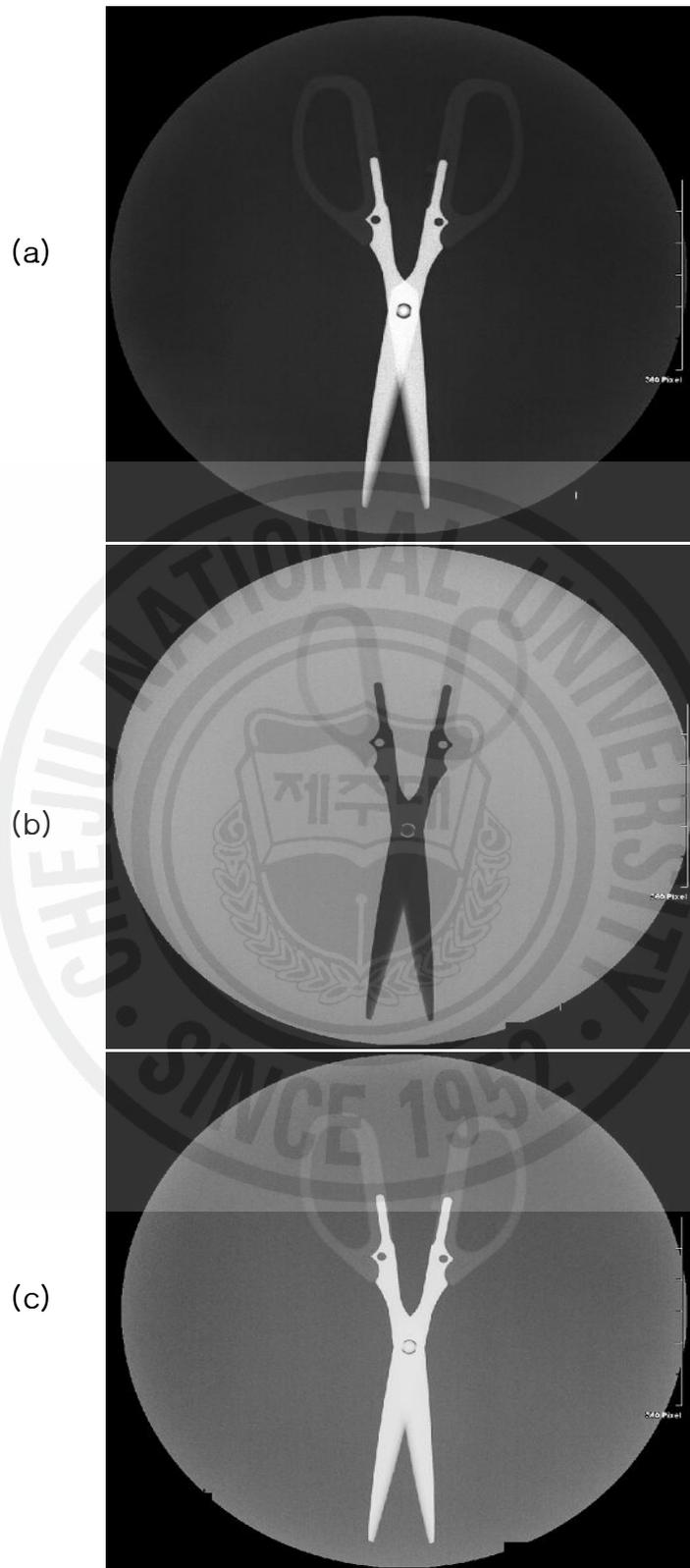


그림 2.1-2. 전형적인 디지털 X선 투시 촬영 영상의 예. (a) spot radiography 영상. (b) screen capture 영상. (c) b를 반전한 영상

## 2.2 방사선 투시 촬영장치

본 연구에 사용된 방사선 투시 촬영 장치의 배열 순서는 그림 2.2-1과 같이 X선관, 영상증배관, CCD 카메라, 스크린으로 구성되어 있다.

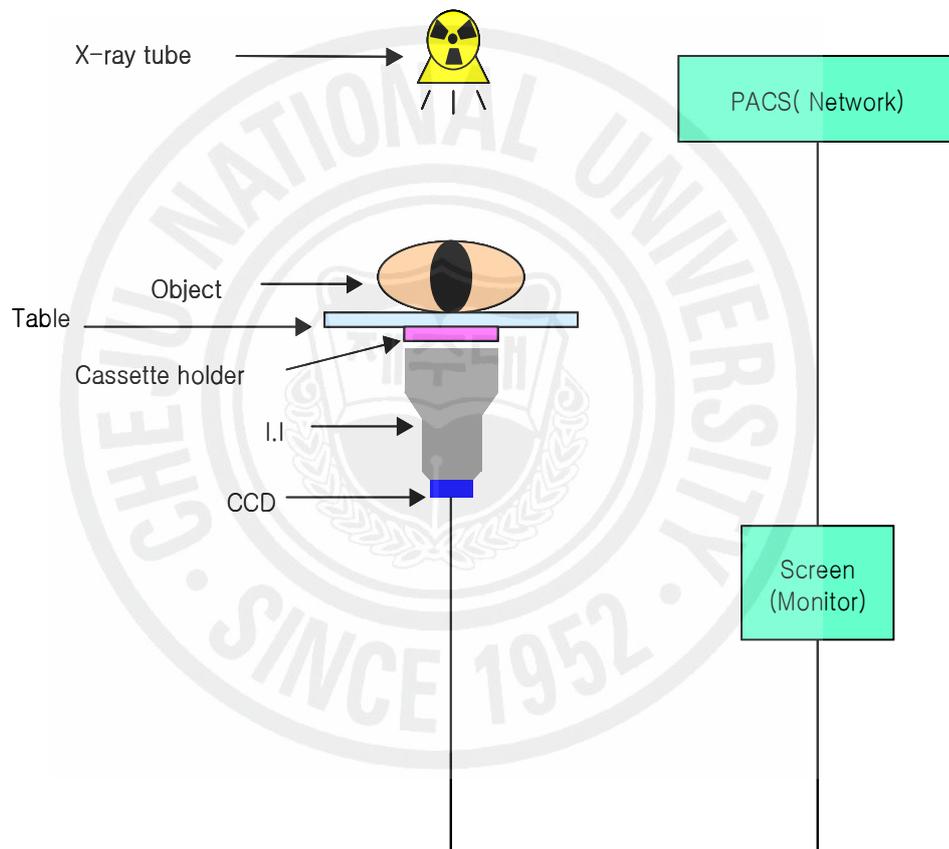


그림 2.2-1. 방사선 투시 촬영 장치의 개조도

방사선 촬영대를 배치하고 있는 방 밖에서 납 유리창을 통하여 피검자를 관찰하고, 또 모니터로 투시상을 보면서 원격 조작 책상에 의해 테이블을 원격 조작한다. 장치의 동작은 모두 전동으로 구동되고 있다. 본 연구에 사용된 원격 조작 데스크는 그림 2.2-2에 나타낸다. 테이블의 동작뿐만 아니라 X선의 투시 및 촬영, 조사야의 설정, 영상증배관의 확대 등 모든 조작을 원격으로 할 수 있다. 이 장치에서는 피검자와 대화는 마이크를 통하여 한다. 피검자로부터의 대화는 항상 들을 수 있지만 조작자로부터의 지시는 송화용 풋 스위치(그림 2.2-2 C의 7)를 눌렀을 때에만 전달 할 수 있다. 조작자에게 있어서의 X선 차단을 별실에서 조작할 수 있기 때문에 X선 피폭은 거의 완전히 방어할 수 있고 방사선 방어 납 치마 등을 착용할 필요가 없다는 이점이 있다. 방사선 투시 촬영 장치의 조작은 그림 2.2-2 에서 방사선 투시 검사를 하다가 스크린(그림 2.2-2의 1번)에 영상이 나타나고 필요한 영상이면 기록을 하기 위해 방사선 노출 버튼(그림 2.2-2의 3번)을 눌러 spot radiography를 시행한다. 영상이 디지털화 되면서 그림 2.2-2의 1번 모니터에 비춰지는 영상을 4번 마우스로 5번 모니터에서 캡처의 기능에 마우스를 왼쪽 버튼을 클릭하면 capture 영상이 저장된다. 투시하거나 spot radiography 할 때의 X선 조사 조건은 그림 2.2-2의 2번 모니터에 표시된다.

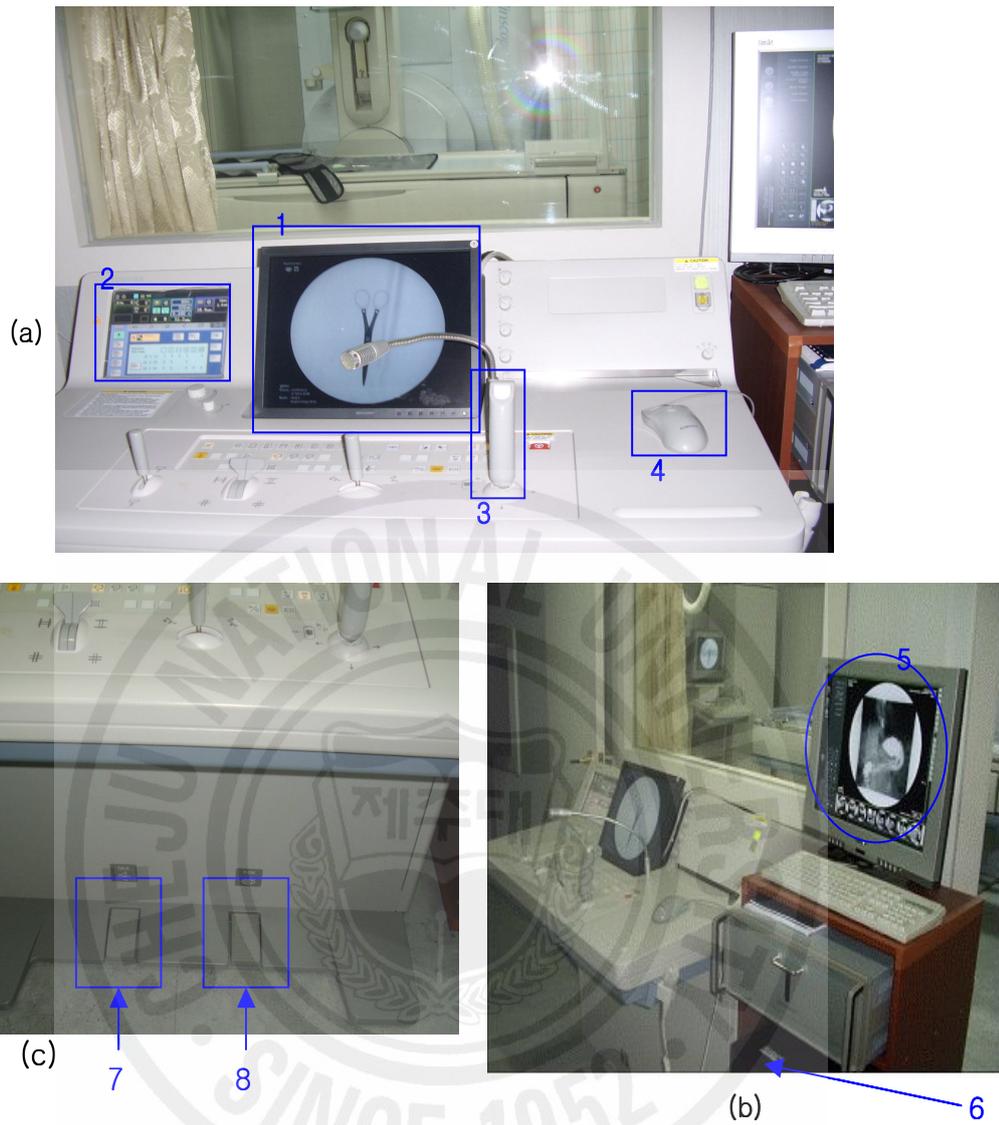


그림 2.2-2 방사선 투시 촬영 시스템의 console room. (a) 원격 조작 데스크 정면상 (1=screen, 2=조건을 표시하는 모니터, 3= X선 조사 버튼, 4=screen capture 마우스), (b) 경사 측면 (5= 영상을 도시하는 모니터, 6= computer). (c) 하단부 (7=송화용 foot switch, 8= fluoroscopy foot switch).

### 2.2.1 X선관

본 실험에 사용된 X선 관은 회전양극 X선관(ROTANODE DRX-6645D, Toshiba, Japan)이다. 모형도는 그림 2.2-3에 도시하고 있다. X선관은 원리적으로 Coolidge관으로서 필라멘트를 2500℃정도까지 가열하여 열전자를 발생시킨다. 이 때 X선관에 고전압을 걸어주면 열전자가 튀어 나와 양극인 타겟에 충돌하여 제동 X선이 발생한다. 고속 전자가 타겟과 충돌하여, 그 속의 원자핵 근방을 지날 때 전자는 원자핵의 쿨롱력에 의해 그 진로 방향이 크게 변하여, 가속되거나 감속된다. 제동 X선은 그 전자가 감속되어 잃은 운동에너지를 전자기와 에너지로서 방출한 것이다. 제동X선을 미시적으로 보면, 그 운동에너지의 일부를 원자와의 충돌시 열에너지로 변하고, 동시에 나머지를 X선으로 변환하면서 차츰 감속된다. 전자 진로의 방향 변동은 여러 가지로 많기 때문에 전자가 감속되는 것도 다양하여 제동 X선의 에너지는 연속적으로 변한다. 따라서 그 에너지 분포는 연속 스펙트럼을 갖게 된다.

전자에너지를  $E_e$ , 감속에너지를  $E'_e$ 라 하면, 제동 X선의 에너지  $E_x$ 는 다음과 같다.

$$E_x = E_e - E'_e \quad (2-1)$$

전자의 운동에너지가 모두 열에너지로 변환되지 않고, 모두 X선의 에너지로 변환되는 경우는

$$E(eV) = h\nu_{\max} \quad (2-2)$$

로 된다. 여기서  $V$ 는 관전압,  $\nu_{\max}$ 는 제동X선의 최대 진동수이다.

최대 진동수( $\nu_{\max}$ )는 주파수와 같은 뜻이며, 주기(T)의 역수  $1/T$ 로 표시된다.

전파, 음파 등 주기 현상이 일정한 속도로 전달되는 파동에서 매질내의 어떤 점을 1초 동안에 통과하는 파수가 이것에 해당된다. 전자기파의 전파속도( $c$ )는 빛의 속도( $c = 3 \times 10^8 (m/s)$ )로 움직인다. 전자기파의 파장을  $\lambda$ , 주파수(전자기파의 진동수)를  $\nu_{\max}$ 라하면  $c = \nu_{\max} \cdot \lambda_{\min}$ ,  $\nu_{\max} = c / \lambda_{\min}$ 의 관계가 성립된다. 이를  $\lambda_{\min}$  관점에서 정리하면 다음의 식과 같다.

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eV} = 1.24 \times \frac{10^{-6}}{V} (m) \quad (2-3)$$

여기서  $\lambda_{\min}$ 을 한계 파장이라 부르는데, 이것은 식(2-3)에서 알 수 있는 바와 같이 관 전압만으로 결정되며, 관 전류나 타겟의 종류에는 무관하다. 제동 X선은 이 한계 파장보다 장파장 쪽으로 분포하고 있으며, 관 전압이 높을수록 한계파장은 짧아진다.

예를 들어 X선관에 전압 100kV를 인가했을 때 X선관에서 발생하는 X선의 한계 파장과 최대 에너지를 식에 대입하여 풀어보면 다음과 같다. 식(2-3)에서

$$\lambda_{\min} = 1.24 \times \frac{10^{-6}}{100 \times 10^3} = 1.24 \times 10^{-11} (m)$$

전자기 방사선의 에너지 구하는 공식

$$E_{\max} (eV) = h\nu = \frac{hc}{\lambda} \quad (2-4)$$

위 식에  $h = 6.625 \times 10^{-34} js$ ,  $c = 3 \times 10^8 (m/s)$ 을 대입하면  $E_{\max} = 100keV$ 가 된다.

X선관 내부는 고 진공( $10^{-6}$ Torr)으로 되어 있으며, 음극은 집속 전극과 레늄-

텅스텐 필라멘트로 되어 있다. 레늄-텅스텐 필라멘트는 0.4mm의 소초점(200mA 이하)과 0.6mm의 대초점(200mA 이상)으로 되어 있다. 필라멘트 위치는 관축으로부터 벗어나 있다. 타겟은 12.5° 경사진 우산 모양으로 되어 있으며 재질은 레늄-텅스텐이다. 타겟은 고정자 코일의 회전 자계에 의하여 고속으로 회전한다. 회전양극관은 타겟을 회전시킴으로써 타겟의 전자 충돌 면적을 크게 하여 열을 분산시킬 수 있는 효과가 있다.

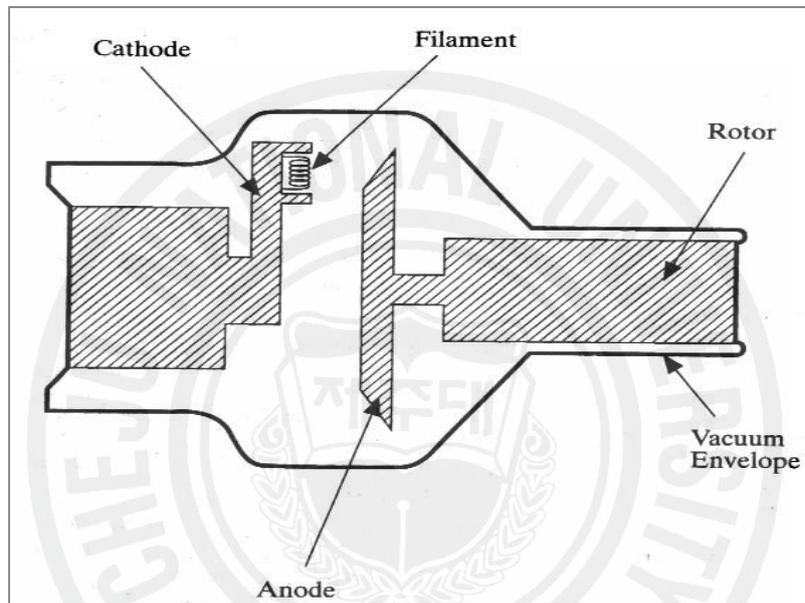


그림 2.2-3. 회전 양극 X선관의 기능적 구조

X선 발생 효율은 대부분 나쁘게 되어 X선관에 입력되는 에너지의 99%이상이 열로 변하기 때문에 X선관의 성능에는 내열용량이 좌우되고 있다. 허용부하와 열용량은 X선관의 내열성을 나타내는 척도이며, 허용부하는 타겟 초점의 마이크로적인 온도 상승에 따르고, 열용량(Heat Unit, HU)은 타겟 전체의 온도 상승에 의해 결정된다. 타겟의 초점에서 발생한 열은 열전도에 따라 타겟 전체의 온도를 높이고, 그 열은 타겟을 지지하는 축으로부터 양극 전체로 전도되어 고정부(bearing)에서 절연유로 열전달이 된다. 타겟의 온도가 높아지게 되어 500℃를

넘으면 복사에 의한 열 전달량이 양극을 전도한 방열량보다 훨씬 많아진다. 타겟의 표면 온도가 상승하면 레늄-텅스텐도 함께 증발량이 증가하고 또한 내부에 흡수 저장되어 있는 가스가 나오게 되므로 방전을 일으키기 쉽게 된다. 따라서 타겟 표면 온도가 높아지게 되어 용융점을 넘는 부분을 녹이게 되고 표면을 거칠게 하며 대규모의 용융을 발생시킨다. 따라서 타겟의 온도 관리가 절대적으로 필요하다. X선관은 열에 의한 파괴를 방지하기 위하여 부하에 따른 허용 범위를 설정하고 있다. 허용부하의 종류에는 단시간 부하, 장시간 부하, 혼합 부하가 있다. 본 연구에 사용한 장비에서의 허용 부하는 혼합부하이다. 혼합 부하란 투시와 촬영을 조합하여 합치는 경우이다.

주어지는 조건에서 양극에서 발생하는 X선의 총 에너지 (IE)는 다음 식으로 계산할 수 있다.

$$IE(J) = kV^2IZ \quad (2-5)$$

로 구할 수 있다. 여기서 k는 비례상수 ( $=1.1 \times 10^{-9}$ ), Z는 타겟의 원자번호, V는 튜브에 가해지는 전압(V)을 의미한다.

X선관에 입력되는 에너지는  $V \times I$ 이므로 X선의 발생 효율(e)은

$$e = \frac{kV^2IZ}{VI} = kVZ \times 100\% \quad (2-6)$$

가 된다. 위 식으로부터 발생 효율(e)은 관 전류와 무관하고 관 전압과 원자번호에 비례함을 알 수 있다. 촬영시 X선관에 가해지는 고속 전자의 에너지는 대부분이 열로 손실되고 1%정도가 X선으로 변환된다. 따라서 타겟은 용융점과 열용량이 큰 물질이어야 한다. 또한 타겟 이외에는 열전도성이 좋은 구리로 되어 있어 X선관 외부로 열을 방출한다. 방열량을 감소시키기 위해 양극을 원판으로 만들어 회전시킴으로써 타겟의 손상을 방지하는 회전 양극을 사용하기도 한다.

만약 X선관에 입력되는 전압이 100kV이고, 타겟이 텅스텐(W, Z=74)일 때의 X선 발생효율(Efficient, e)은

$$e = 1.1 \times 10^{-9} V \cdot Z \times 100 (\%) \quad (2-7)$$

X 선 발생 장치의 전형적인 값 (V=100kV, Z=74) 에 대해  $e = 0.814(\%)$ 가 된다. 즉 X선관에 입력되는 에너지의 약 0.8%만이 X선으로 변환이 되고 나머지 99.2%는 타겟의 열로 손실된다.

본 실험에 사용된 장비는 3상 12피크 방식이다. 3상 전파 방식인 경우 X선관에 부여한 에너지(Heat Unit, HU, 열 용량) 계산식은 다음과 같다.

$$\text{HU값} = 1.35 \times E \times I \times T \quad (2-7)$$

가 된다.

HU와 J(joule)과의 환산은 다음과 같다.

$$1\text{HU} = 0.71\text{J}$$

위와 같이 HU는 X선관에 부여한 에너지를 표시하는 단위로서 오랫동안 사용되어 왔으나 현재는 J나 cal로도 표시하고 있다.

예를 들어 다음과 같이(투시: 125kV, 4mA, 5분, 촬영: 100kV, 340mA, 0.036초, 10번) 조사되었을 때 X선관 타겟에 부여한 에너지를 구해 보면

$$\begin{aligned} & \text{— 투시시 X선관에 부여한 에너지} \\ & = 1.35 \times 125 \times 10^3 \text{V} \times 4 \times 10^{-3} \text{A} \times 5 \times 60 \text{초} \\ & = 202,500 \text{ HU} \end{aligned}$$

$$= 143,775 \text{ J}$$

- 촬영시 X선관에 부여한 에너지

$$= 1.35 \times 100 \times 10^3 \times 340 \times 10^{-3} \times 0.036 \times 10 \text{ 번}$$

$$= 16,524 \text{ HU}$$

$$= 11,732 \text{ J}$$

총 X선관에 부여한 에너지의 합

$$= 143,775 \text{ J} + 11,732 \text{ J}$$

$$= 155,507 \text{ J}$$

으로 나타난다.

### 2.2.2 영상 증배관

본 실험에 사용된 영상 증배관(RTP12302J-G9, 4G043, Toshiba, Japan) 구조는 그림 2.2-4와 같다. 입력부에 입력 형광면(Input Phosphor)과 광 음극(Photocathode)이 있으며, 출력부에는 발광용 출력 형광면(Output Phosphor)이 있다. 그리고 광 전극을 통하여 발생된 전자를 가속시키는 정전 집속 렌즈(Electrostatic focusing lens)와 전자를 가속시키는 가속 양극(Accelerating Anode)이 있다. 피사체를 투과한 후 X선속은 영상 증배관의 입력 형광면에 도달하여 빛으로 변환이 되고, 이 빛은 광음극과 충돌하여 광전자(Photoelectron)를 방출하게 된다. 이들 전자는 광음극과 가속 양극 사이의 고 전위차로 인하여 양극을 향하여 이동하게 되고, 이때 정전 집속 렌즈에 의해 집속되어 기하학적 왜곡 없이 출력 형광면을 통하여 빛(가시광선,  $400 \sim 700 \mu\text{m}$ )으로 변환되어 CCC 카메라로 보내진다. 영상 증배관에서 휘도가 증배 된다. 즉, 영상 증배관의 기능은 X선에서 가시광으로 변환하고, 휘도를 증배시키며, 상을 축소시키는 기능을 한다.

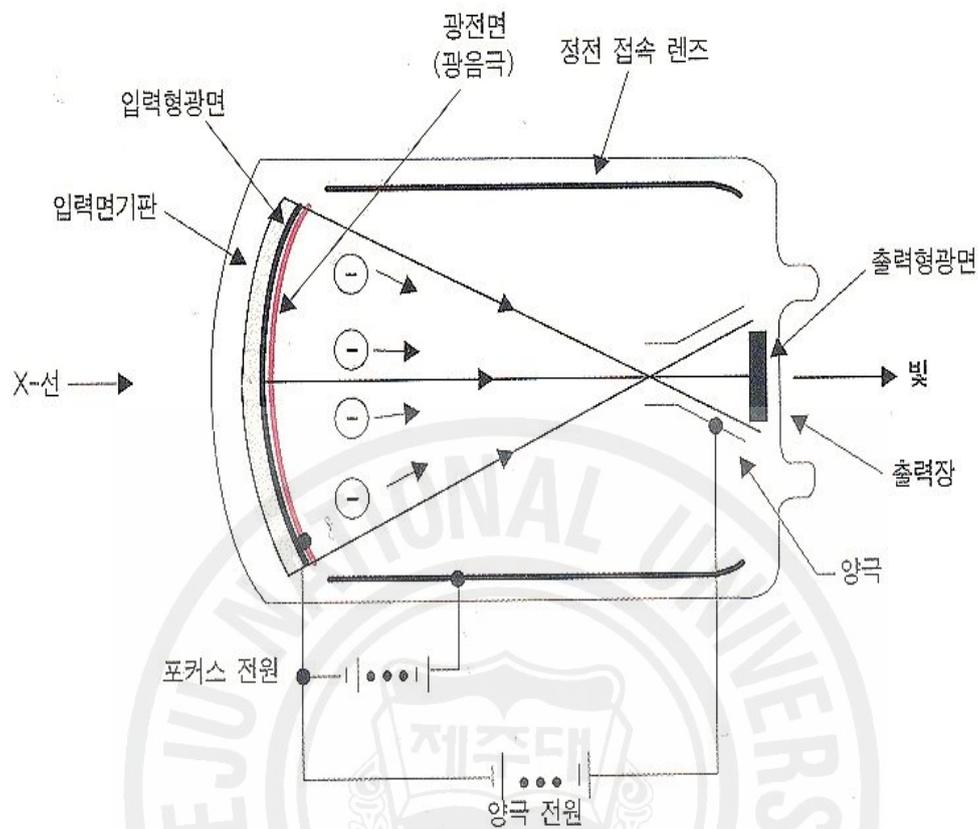


그림 2.2-4. 영상 증배관의 구조

(1) 입력 형광면: 그림 2.2-4에서 볼 수 있듯이 입력 형광면은 볼록 형태로 되어 있다. 그 이유는 입력 형광면에서 나온 전자가 출력 형광면 까지의 거리를 동일하게 만들기 위함이다. 종전의 입력 형광면의 형광체는 ZnCdS:Ag가 사용되었으나 현재는 CsI/Na를 사용함으로써 성능이 크게 향상되었다. 이것은 실효 원자번호가 적당하고, CsI/Na의 광자 검출 효율이 약 65%로서 ZnCdS:Ag의 20%보다 약 3배나 높아 형광체의 두께를 1/3로 줄일 수가 있어 배열이 일정해지고 두께가 얇아짐에 따라 측방 산란(그림 2.2-5에서 방사선이 점선 형태가 아닌 실선 형태로 나감)이 적어져 영상의 해상도가 좋아진다. 또한 CsI를 사용하면 CsI를

기화 침전한 후 그 뒷면에 직접 광음극을 기화 침화 할 수 있어 자연히 분리층이 얇아져 해상능이 좋아진다. 그리고 사용하는 X-선의 에너지가 100kVp를 사용할 경우 약 33keV로서 형광체의 K-흡수단의 에너지(Cs:36keV, I:36.2keV)에 근접하고 있어 광전 흡수가 최대를 이루게 되어 높은 효율을 나타낼 수 있다.

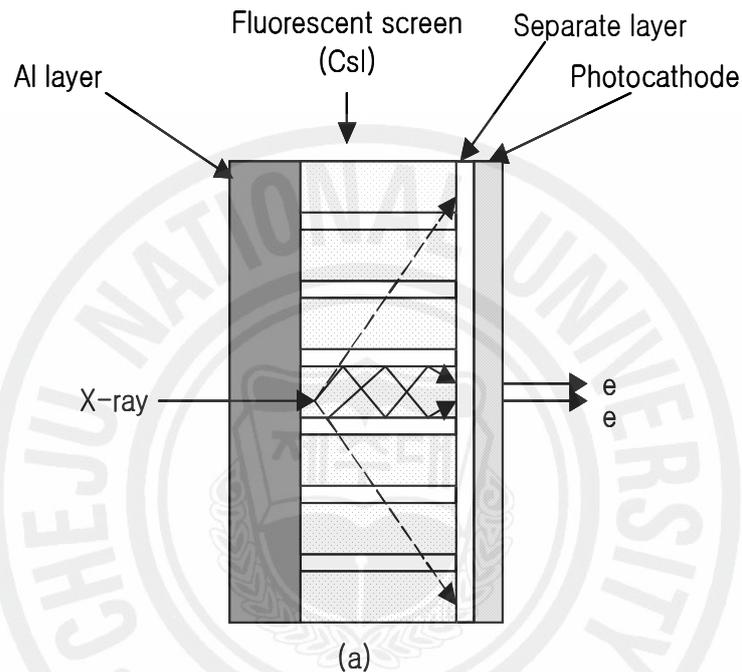


그림 2.2-5 입력 형광면

(2) 광음극: 광음극은 광전자 방출금속인 antimony와 cesium의 복합체로 입력형광면의 밝기, 즉 입력X-선에 비례하여 전자를 방출시킨다. 입력형광면과 광음극은 빛의 전달과정에서 발생될 수 있는 해상도의 저하를 최소화하기 위해 밀착되어야 하지만, 광음극의 화학반응으로부터 형광면을 보호해야 하므로 그림 2.2-5의 (a)의 separator layer처럼 얇은 층으로 분리되어 있다. 또한 광음극은 광전자의 방출기능 외에도 증배관의 음극의 역할도 담당하기 때문에 항상 고전위가 주어지므로 접지되어야 한다.

(3) 정전 집속 렌즈: 정전 집속 렌즈(electrostatic focusing lens)는 포커스 렌즈라고도 불리며 입력 형광면에서 출력 형광면으로 향하는 전자를 집속하는 전극이다. 진공관 내측에 여러개가 배열되어 있고 양전위를 띠고 있다.

(4) 출력형광면: 그림2.2-6 에서와 같이 전자는 집속되는 과정에서 교차하여 방향이 바뀌게 되어 출력 형광면의 우측점은 입력형광면의 좌측에 입사된다. 전자 집속시의 왜곡을 방지하기 위하여 입력 형광면은 평면이 아닌 만곡형으로 되어 전자의 이동거리를 동일하게 한다. 출력형광면의 형광체는 ZnCdS:Ag가 사용되며 출력형광면에는 축소되는 영상이 만들어지므로 해상능의 향상을 위하여 형광체의 결정크기를 작게 하고 두께를 얇게 한다. 출력형광면 앞에는 +25keV의 가속 양극을 두어 전자의 이동을 빠르게 출력형광면으로 향하게 한다. 출력형광면에서 발생하는 빛의 양은 전자가 가속되어 입사되기 때문에 입력형광면에 비해 크게 증가하는데 증가량은 50배 이상이다. 그림2.2-5의 Al layer에서 출력형광면에서의 빛 변환기전에서 알 수 있듯이 출력형광면의 내측에 얇은 알루미늄판을 부착하여 역행하는 빛이 없게 하였다. 이때 알루미늄 두께는 얇게 부착하여 광전자를 쉽게 통과시키고 영상증배관내의 잔여 전자가 없도록 접지의 역할 또한 담당하고 있다. 만약 잔여 전자가 있다면 출력형광면에 잔여 전자가 모여 음전위를 형성하므로 전자의 흐름에 아주 나쁜 영향을 끼치게 된다. 형광면의 외측에는 납유리를 부착하여 영상증배관을 지나온 방사선을 흡수하게 한다. 출력형광면의 형광체는 ZnCdS:Ag가 사용되며 직경은 30mm 이다.

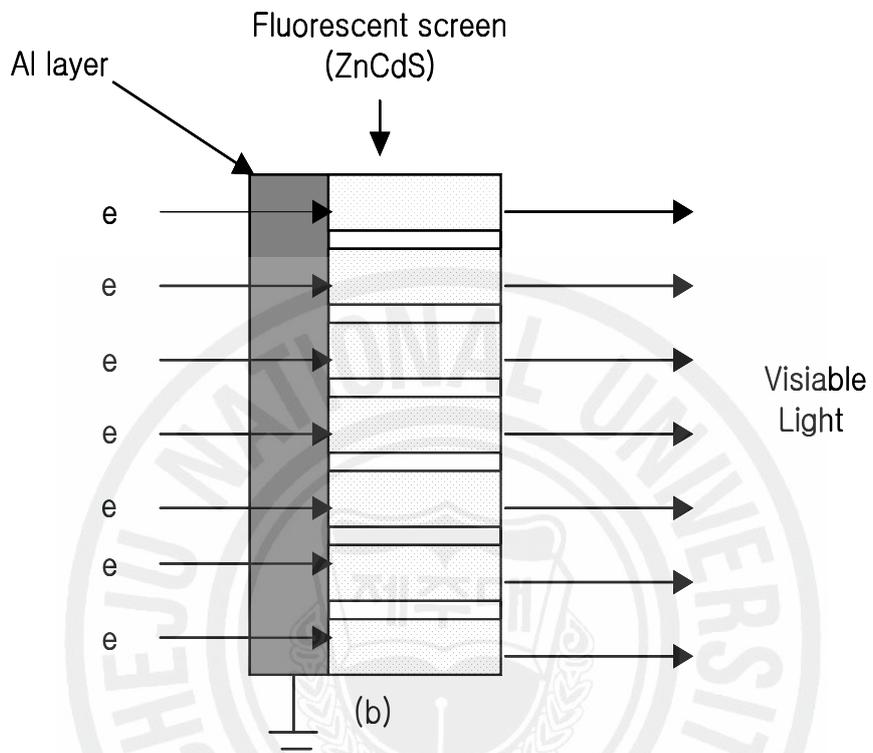


그림 2.2-6 출력 형광면

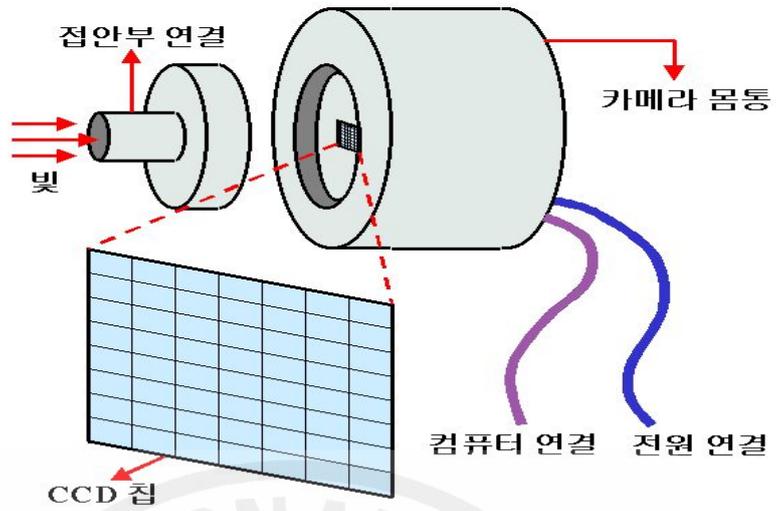
### 2.2.3 CCD 카메라

영상증배관의 형광면에서 출력되는 가시광선을 모니터에 보여주거나 기록하기 위하여 CCD(Charge Coupled Device: 전하결합소자)를 촬영 소자로 채택하고 있다. CCD는 고체 촬상소자중의 하나이며 진공관을 대신하는 신 개념의 촬상 장치이다. 기본적으로는 빛 에너지를 전기적인 신호로 변환하는 수천만 화소를 포함하는 집적회로가 내장된 이미지 센서이며, 그림 2.2-6 (a)에서 CCD로 입력되는 빛은 영상 증배관의 출력 형광면에서 나온 가시광선이다.

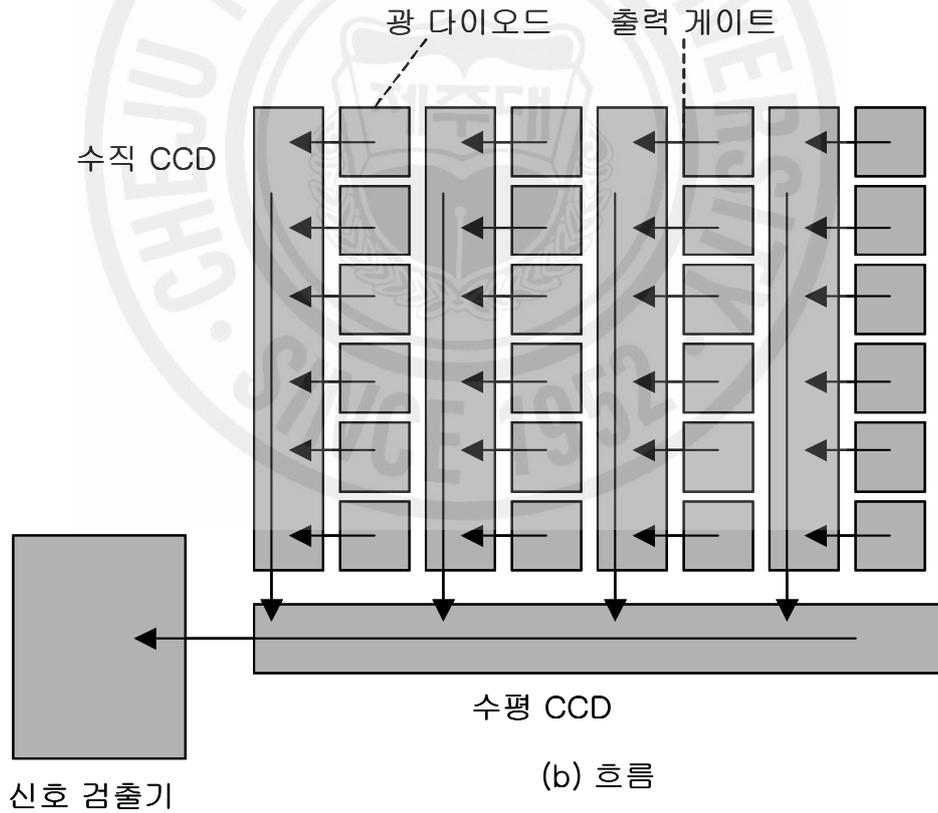
CCD 구조는 그림 2.2-6의 (b)에서처럼 광 다이오드, 수직 다이오드, 수평 다이오드, 캐패시터로 구성되어 있다. 빛 신호를 전기 신호로 출력 되는 기본 원리는 다음과 같다. 하나의 CCD array에는 여러개의 광 다이오드가 있다. CCD 표면에 가시화된 광 영상은 빛의 양에 비례하는 전하로 변환되어 각 광 다이오드에 저장된다. 광 다이오드에 저장된 신호의 전하는 옆에 위치한 수직 CCD에 전달되고 수직 CCD는 전하를 수직 방향으로 전달시킨다. 이를 frame transfer라고 한다. 그 후 하나의 scan line에 해당되는 신호전하는 수평 CCD에 전달되는데 이를 interline transfer라고 한다. 수평 CCD에 전달된 전하가 신호 검출기(signal detector)에 순차적으로 전달되며 이를 time delay integration이라 한다. 이 과정이 모든 scan line에 걸쳐 수행되면 한 영상에 해당되는 전기 신호의 변환이 이루어지는 것이다. 어떤 CCD 소자들은 이 전압수치를 칩의 비감지 영역에서 디지털 값으로 변환시키고, 다른 것들은 외부 ADC(Analog Digital Converter)에 이 과정을 의존하기도 한다. CCD의 칩 면적은 점진적으로 커지고 있으나, 가장 큰 것이라 해도 한 면이 50mm 정도의 크기로서 필름 한조각보다도 훨씬 작은 크기이다. 하지만 이 CCD 중에 4096×4,096개까지 많은 수의 픽셀들을 가진것도 있다. 만일 X선 영상이 칩 크기로 축소가 가능하다면 매우 높은 해상능의 디지털화가 가능할 것이다. 모든 섬유들은 같은 위치에 둔 밀착된 광 섬유 문치를 가열시키거나 잡아 당겨서 뽀족하게 만들어도 그 축소된 끝에 영상이 전송될 수 있도록 모든 섬유를 그대로 유지하며 단지 크기만 줄어드는

광섬유를 만들면 기존의 렌즈를 사용하지 않고도 상을 축소하거나 확대할 수 있다. 하지만 밀착된 섬유 문치를 만드는 것 자체가 어려운 제작 과정이므로 광섬유 영상 심지(traper)은 비싼 부품들이다. 일반적으로 CCD는 구현할 수 있는 픽셀들의 수와 비례하여 가격이 결정되며 CCD 면적이 넓을수록 결점이 없는 칩을 만들어 내기 어렵기 때문에 가격이 비싸진다. CCD 카메라의 주요 특징으로 ① 낮은전압, ② 고감도, 고해상도, ③ 빠른 영상 출력, ④ 반영구적인 수명 등을 들 수 있다.





(a) CCD 카메라 시스템의 구조



(b) 흐름

그림 2.2-6. CCD 구조 (정환 외 1999)

### 2.3 대조도 팬텀

본 실험에서 사용된 대조도 팬텀 (AL-STEPNEDGE, 제주대학교병원 방사선과)의 외관 사진은 그림 2.3-1에 도시하고 있다. 그림 2.3-1에서 (a)는 팬텀의 측면 모습이고, (b)는 팬텀을 위에서 밑으로 비스듬히 찍은 사진이다. 대조도 팬텀의 재질은 알루미늄이며, 대조도 값이 다른 10개의 계단으로 구성되어 있다. 계단의 높이는 2.5 mm 만큼씩 증가하고 있어 가장 높은 층의 높이는 25 mm이다. 그림에서 보여 주는 바와 같이 팬텀의 전체 길이는 250mm, 전체 폭은 200mm이다.

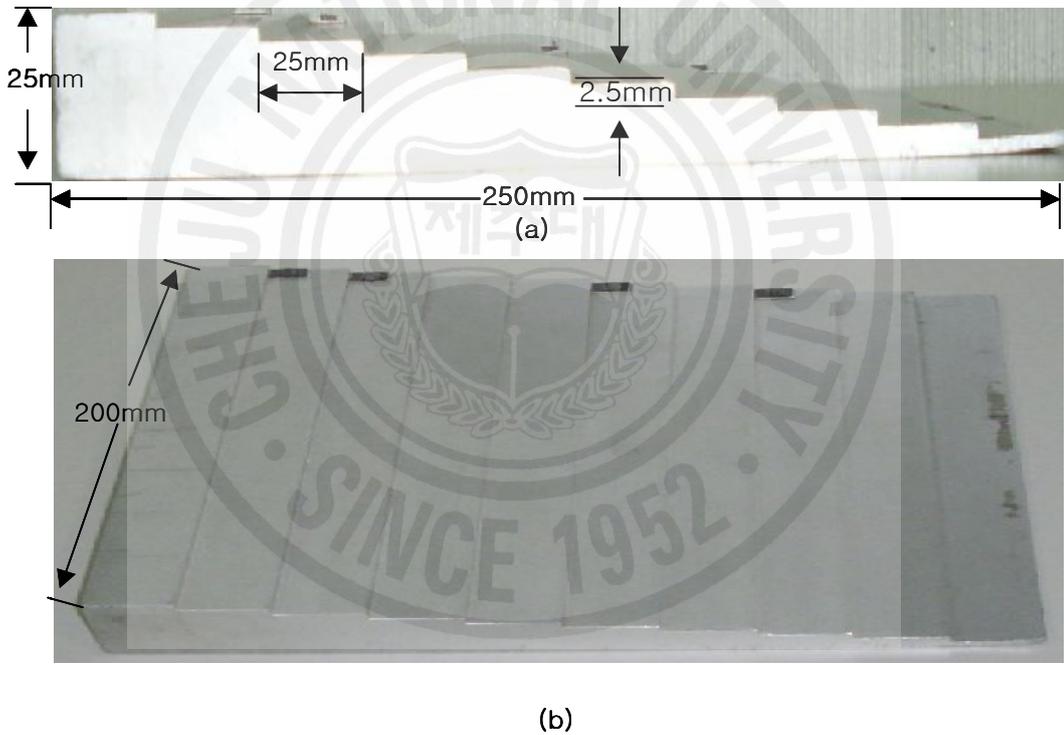


그림 2.3-1. 실험에서 사용한 대조도 팬텀 (AL-STEPNEDGE, 제주대학교병원 방사선과). (a) 측면 사진 , (b) 위에서 경사진 각도로 찍은 사진.

팬텀의 대조도는 기준값에 대한 각 계단을 X선을 투과한 X선 크기의 비로 표현할 수 있다. 기준 값은 팬텀을 통과하지 않은 경우 X선의 크기를 의미한다. 대조도를 수학적으로 기술하기 위해 대조도 팬텀의 기하학적인 구조를 그림 2.3-2 과 같이 간략화 할 수 있다.

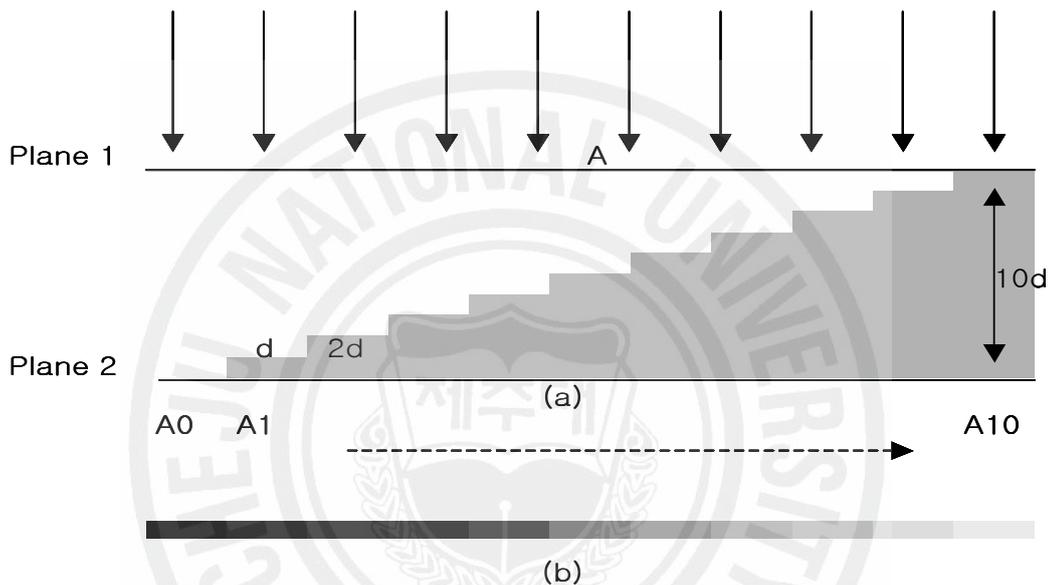


그림 2.3-2. 대조도 팬텀의 기하학적 구조. (a) 총 10개의 계단으로 구성된 측면 구조: 첫 번째 계단의 높이를  $d$ 라 하면,  $n$ 번째 계단은  $nd$ 의 높이를 가지고, 가장 높은 10 번째 계단의 높이는  $10d$ 가 된다. 본 실험에서 사용된 팬텀에서  $d$ 는  $2.5\text{mm}$  이다. 팬텀 영상을 얻기 위해 X선은 상단에서 하단 방향으로 조사된다. 그림에서  $A$ 는 Plane 1 위치에서 X선의 크기이며,  $A_0$ 는 Plane 2 위치에서 팬텀 외부 환경 (본 실험에서는 물)에서 거리  $10d$ 를 전파한 후 X선의 크기이며,  $A_1, A_2, \dots, A_{10}$ 은 계단 1, 2,  $\dots$  10 하단부에서의 X선 크기를 의미한다. (b) Plane 2에서 X선 크기를 그레이 스케일로 표시한 영상

대조도 팬텀은 첫 번째 계단의 높이를  $d$ 라 하면, 두 번째 계단의 높이는  $2d$ , 3 번째 계단은  $3d$  이며, 동일한 방식으로 10번째 계단의 높이는  $10d$ 가 된다. 그럼 에서 팬텀 상단부에서 X선 크기를  $A$ , 팬텀을 통과하지 않고 (즉 물을 통과하여) 팬텀의 하단 면에 도달하는 X선의 크기 (즉 기준값)를  $A_0$ 라고 하면,

$$A_0 = A \cdot \exp(-10\mu_{water} \cdot d) \quad (2-8)$$

여기서  $\mu_{water}$  는 물에 대한 X선의 감쇠 계수이다. 팬텀 재질인 알루미늄을 통과 하는 X선 감쇠 원리를 적용하여, 각 계단을 통과한 X선의 크기를 표현하면 다음 과 같다.

i) 첫 번째 계단을 통과한 후 X선 크기 -  $A_1$

$$A_1 = A \cdot \exp\{-(9\mu_{water} + \mu_{Al}) \cdot d\} \quad (2-9)$$

ii) 두 번째 계단을 통과한 후 X선 크기 -  $A_2$

$$A_2 = A \cdot \exp\{-(8\mu_{water} + 2\mu_{Al}) \cdot d\} \quad (2-10)$$

iii)  $i$ 번째 계단을 통과한 후 X선 크기 -  $A_i$

$$A_i = A \cdot \exp\{-((10-i)\mu_{water} + \mu_{Al}) \cdot d\} \quad (2-11)$$

iV) 10 번째 계단을 통과한 후 X선 크기 -  $A_{10}$

$$A_{10} = A \cdot \exp(-10\mu_{Al} \cdot d) \quad (2-12)$$

각 계단에 대한 팬텀의 대조도는 팬텀의 하단부에 도달한 X선 크기의 비로 표현 할 수 있으며, 본 연구에서는, 계단  $i$ 에서의 대조도  $C_i$ 를  $A_0/A_i$ 로 정의하면,

$$\begin{aligned} C_i &= \frac{\exp(-10\mu_{water} \cdot d)}{\exp[-\{(10-i)\mu_{water} + i \cdot \mu_{Al}\} \cdot d]} \\ &= \exp(-10\mu_{water} \cdot d + 10\mu_{water} \cdot d - i\mu_{water} \cdot d + i\mu_{Al} \cdot d) \\ &= \exp(\{-i(\mu_{water} - \mu_{Al}) \cdot d\} \end{aligned} \quad (2-13)$$

가 된다. 식 2-13에서 보여 주듯이, 팬텀의 대조도는  $\mu_{Al}$  (알루미늄의 선 감약 계수),  $\mu_{water}$  (물의 선감약 계수) 및 d (계단의 높이 차)의 함수로 나타낼 수 있다. 알루미늄과 물의 질량 감약계수는 그림 2.3-3에서 도시하고 있다.

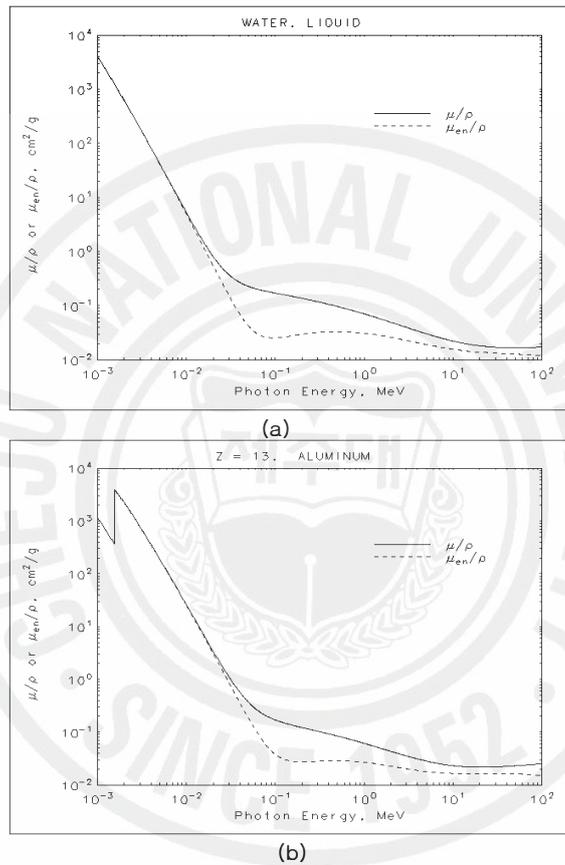


그림 2.3-3. 매질에서의 X선 질량 감약 계수. (a) 물, (b) 알루미늄  
(<http://physics.nist.gov>)

팬텀 영상에서의 대조도 (Contrast Ratio: CR)는 배경 영상의 픽셀 평균값에 대한 계단에서의 픽셀의 평균값의 비로 계산할 수 있다. 본 연구에서 대조도 영상에서 대조도 CR은 다음과 같이 정의한다.

$$CR = \frac{P_O}{P_B} \quad (2-14)$$

여기서  $P_B$ 는 배경 영상의 픽셀 평균값,  $P_O$ 는 대상 영상 즉 각 계단 영상에 대한 픽셀값의 평균값을 의미한다. CR은 X선 영상에서 음영의 차이가 얼마나 뚜렷하게 보이는지를 가름하는 척도이다.

## 2.4 해상도 팬텀

해상도는 화면의 정제성을 나타내는 척도 즉 피사체의 섬세한 부분이 얼마나 세밀하게 재현 되는지를 나타내는 척도이다. 기본적으로 화소수가 많을수록 해상도가 높아진다. 그림 2.4-1은 실험에서 사용한 해상도 팬텀 (Nuclear Associates-Carie. Place-N.Y. 07-523, SUPERTECH<sup>®</sup>, USA)을 보여주고 있다. 그림 2.4-1a는 팬텀의 외관 사진이며, 그림 2.4-1b는 팬텀 B-B 위치에 서 자른 단면의 구조를 보여준다. 단위 해상도 요소는 3개의 아크릴과 2개의 납이 번갈아 가며 반복하는 재질로 구성된다. 이를 X선 투시 영상에서 휘도의 값으로 도시하면, 그림 2.4-1c와 같이 요철 구조를 가지는 프로파일이 된다. 그림 2.4-1b,c에서 요철 하나의 폭을  $2W$  라고 하면, 단위 해상도 전체의 폭은  $5W$ 가 된다.

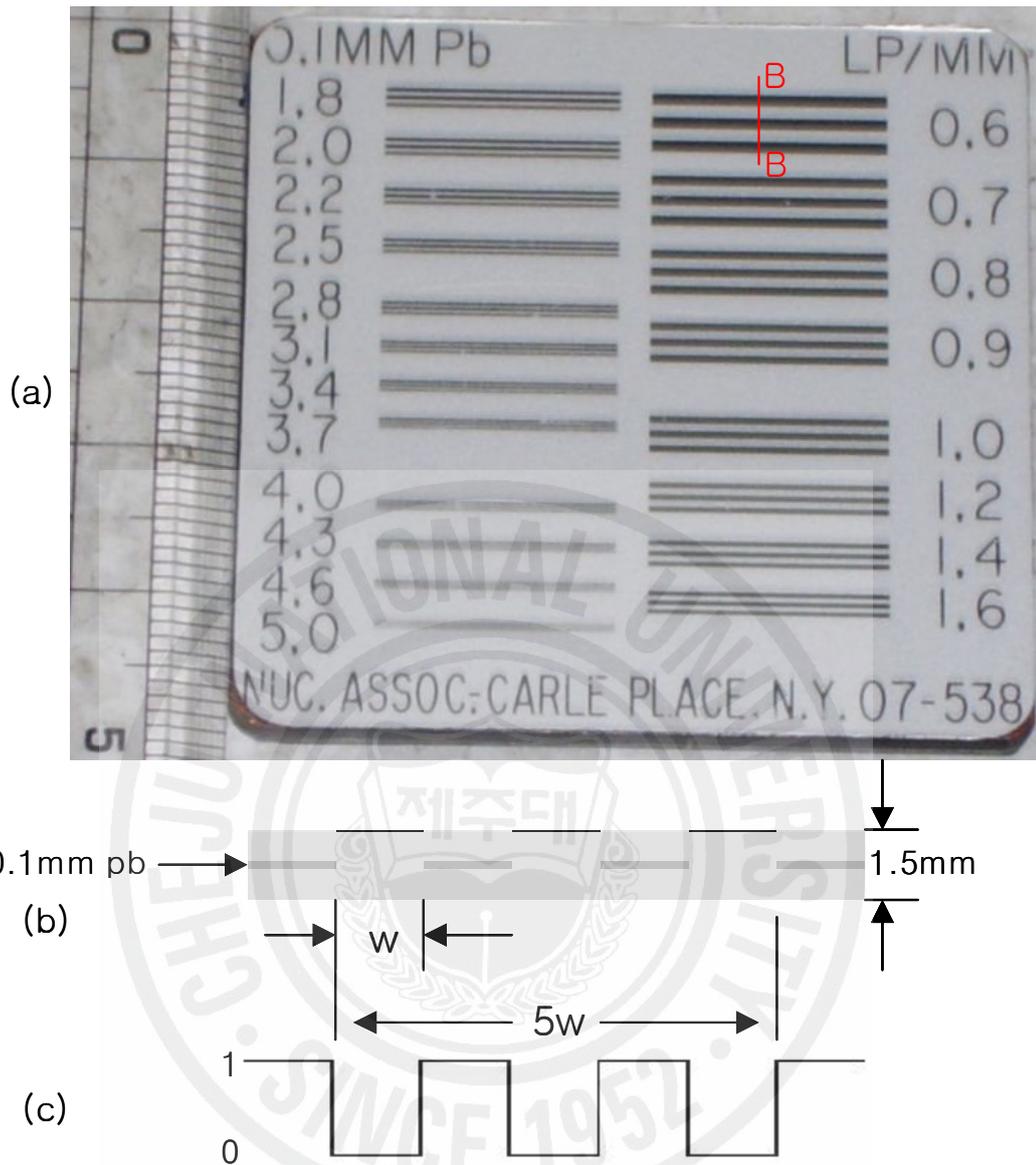


그림 2.4-1. 실험에서 사용된 해상도 팬텀 (NUC.ASSOC.CARLE PLACE N.Y.07-523). (a) 외관 사진, (b) 그림 (a) 에서 B-B 구간의 단면도 - 그림에서 중간의 진한 회색 부분의 재질은 납 이며, 상하로 연한 회색 부분은 아크릴이다. 납 부분의 두께는 0.1mm,상하단부 아크릴의 두께는 0.7 mm 이며 팬텀의 총 두께는 1.5 mm이다 . (c) 그림 (b)를 방사선으로 촬영 했을 때 얻어진 영상을 디지털화 한 표현(1=밝다, 0=어둡다) .팬텀의 표면은 얇은 셀로 판으로 덮여 있다(각 해상도에는 3개의 검은 줄선과 사이에는 2개의 흰선 ).

해상도는 단위 길이 (1mm) 당 식별 가능한 음/양으로 영상화된 한 쌍의 선 (line pair)의 수로 표현한다. 팬텀 영상에서 해상도 R (Resolution)은 다음과 같이 정의한다.

$$R = \frac{N}{2} \quad (2-15)$$

여기서 N은 해상도 팬텀 영상에서 1mm 내의 식별가능한 선의 수를 의미한다. 해상도 R의 단위는 lp/mm로 표현한다. 해상도가 1 lp/mm라고 하면 팬텀 영상에서 1 mm 공간에 최대로 식별 가능한 선의 수가 0.5mm의 검은 줄과 0.5mm의 흰줄이 하나씩 있다는 것을 의미한다. 해상도 값이 커질수록 해상도가 좋아지는 것을 의미한다. 팬텀의 해상도는 팬텀의 외관 사진 (그림 2.4-1a)의 좌/우 측면에 수자로 표기되어 있다. 그림 2.4-1a에서 보여 주듯이 팬텀의 해상도는 0.6 ~ 5 lp/mm 사이에서 변화하고 있다. 영상의 해상도를 평가하기 위해서는 해상도 단위별 팬텀 영상에서 5개의 요철이 식별이 가능한 최대 해상도 값을 찾아야 한다. 표 2.4-1은 연구에 사용한 해상도 팬텀의 해상도가 0.6 ~ 5 lp/mm 사이를 변화할 때 W 값의 변화를 보여준다.

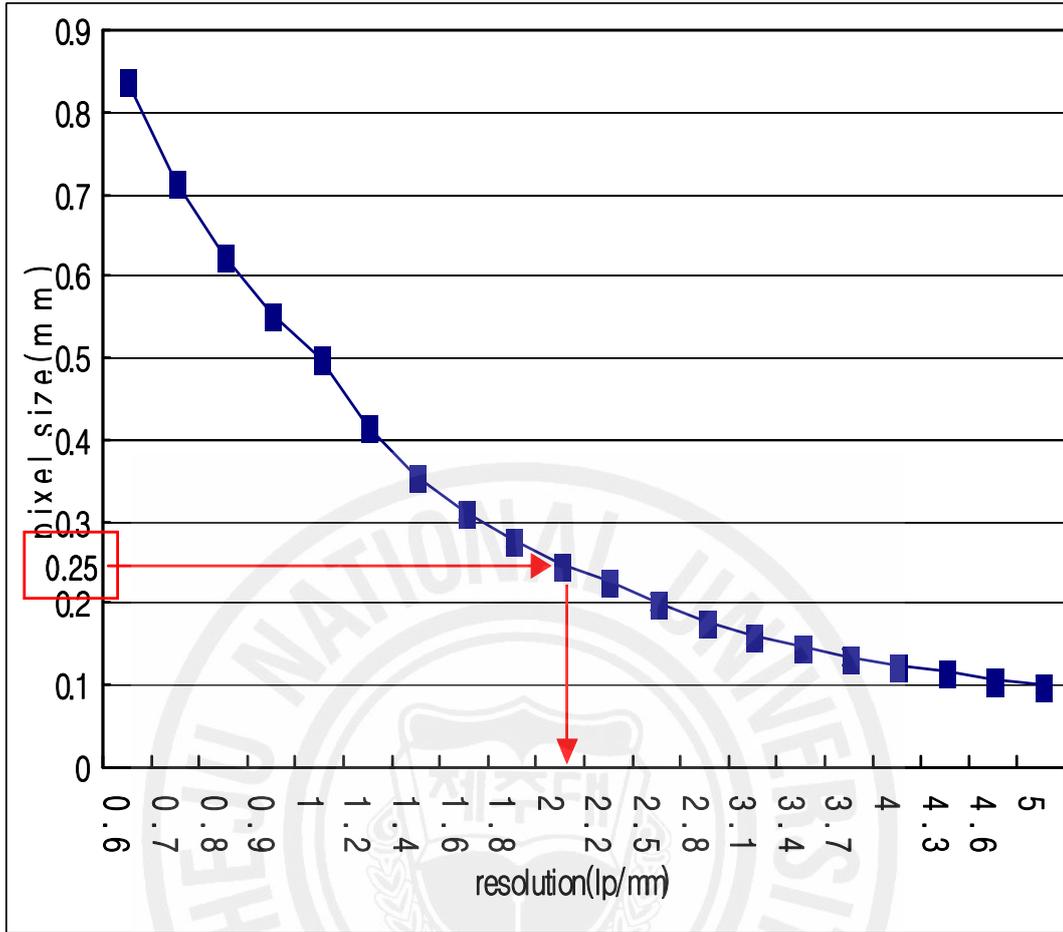


그림 2.4-2. 픽셀 크기에 의해 결정되는 영상의 최대 해상도 ( $R_{max}$ ). 실험에서 사용된 디지털 방사선 투시 촬영 장치를 통한 영상의 픽셀 크기는 0.25 mm이며, 따라서 이론적으로 영상의 최대 해상도는 2.0 lp/mm 보다 작다.

이론적으로 X선 영상이 가질 수 있는 최대 해상도  $R_{max}$ 는 장비에서 결정되는 영상의 픽셀 (영상을 형성하는 최소 단위)의 크기에 의해 결정된다(표 2.4-1). 본 실험에서 사용된 디지털 X선 투과 장치의 픽셀 크기는  $250\ \mu\text{m}$  로 알려져 있다. 즉 본 실험에 사용된 장비에서 얻은 X선 영상에서 1mm 내에 4개의 픽셀이 포함된다. 따라서 1mm 내에는 2쌍의 line pairs가 존재할 수 있다. 즉 영상은

$N_{max}$ 가 4되며, 영상의 최대 해상도  $R_{max}$ 는 2 lp/mm가 된다 (그림 2.4-2). 따라서 본 실험에서 사용된 디지털 X선 투과 장치에 얻은 해상도 영상은 이론적으로 최대 2 lp/mm 값을 가진다.

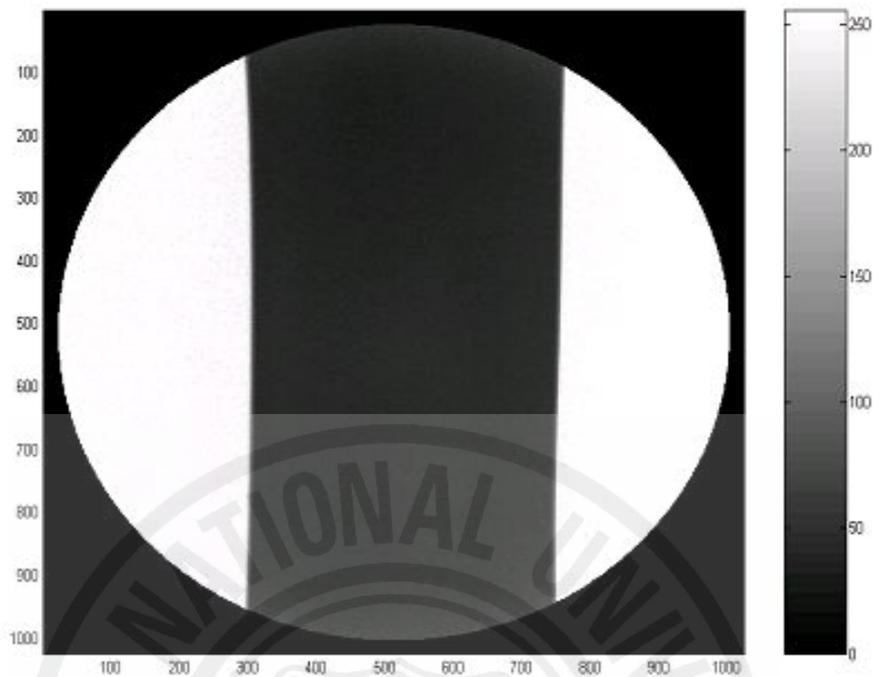
표 2.4-1. 해상도 팬텀의 해상도(R)와 W의 관계

R (lp/mm)	W (mm)
0.6	0.8333
0.7	0.7143
0.8	0.6250
0.9	0.5556
1.0	0.5
1.2	0.4167
1.4	0.3571
1.6	0.3125
1.8	0.2778
2.0	0.25
2.2	0.2273
2.5	0.2
2.8	0.1786
3.1	0.1613
3.4	0.1471
3.7	0.1351
4.0	0.125
4.3	0.1163
4.6	0.1087
5.0	0.1

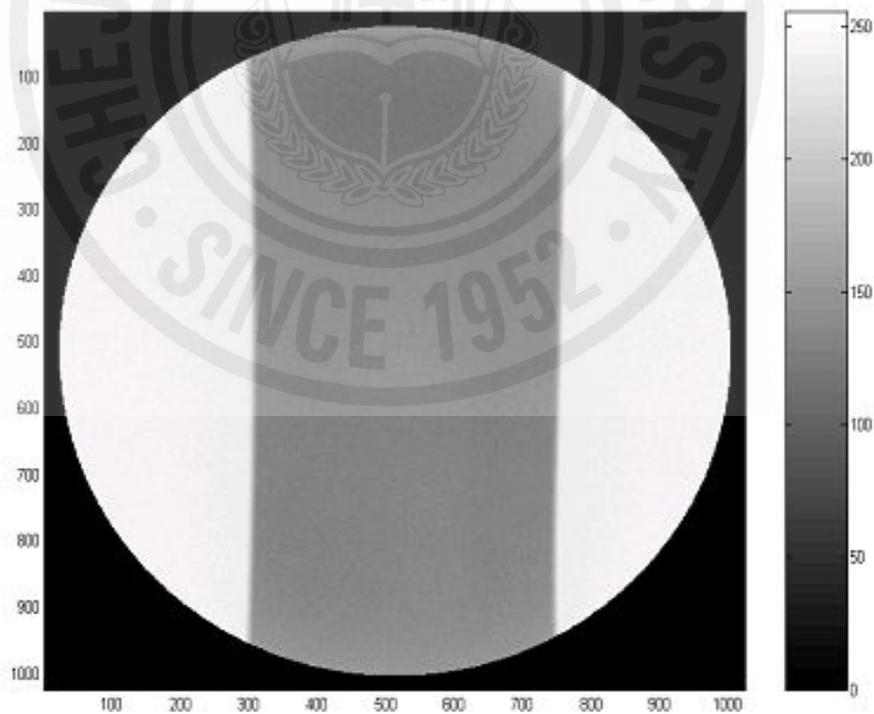
### Ⅲ. 결 과

#### 3.1 피사체가 없는 배경 영상

그림 3.1-1은 피사체가 없는 상태에서 촬영한 배경 영상을 보여 준다. 그림 3.1-1에서 (a)는 spot radiography 영상이며 (b)는 screen capture 영상이다. 피사체가 없는 배경 영상으로부터 spot radiography와 screen capture로 영상의 픽셀 값의 분포도를 평가할 수 있다. 배경 영상의 픽셀의 분포도는 사용된 X선의 에너지 스펙트럼의 형태를 그대로 반영하기 때문에, spot radiography와 screen capture 영상을 얻기 위해 사용한 X선의 상대적인 주파수 특성을 비교할 수 있게 된다. 영상을 얻는 과정에서 사용된 X선은 X선 발생 조건에 의해 결정된다. 배경 영상에서 spot radiography 영상 (그림 3.1-1a)을 얻을 때의 X선 발생 조건은 80kV, 50mA, 0.0038sec, 10.8J, 15HU이고, screen capture 영상 (그림 3.1-1b)을 얻을 때의 조건은 투시할 때의 조건과 같은 58kV, 0.5mA, 0.033sec, 0.69J, 0.965HU이다. 이 자료로부터 X선관에 부여한 에너지는 spot radiography 영상을 얻기 위해 10.8J, screen capture 영상을 얻기 위해 0.69J 가 된다. 즉 spot radiography 영상은 screen capture 영상 보다 16배 가량의 높은 에너지를 X선 발생을 장치에 가해서 얻은 X선 사용한 것으로 나타났다. 이러한 사용된 X선 조사 에너지 차이는 그림 3.1-1에서 확인할 수 있다. 즉 피사체가 없는 배경 영상에서 spot radiography 영상 (그림 3.1-1a)은 screen capture 영상 (그림 3.1-1 b)이 전체적으로 어둡게 나타나고 있다.



(a)



(b)

그림 3.1-1. 디지털 방사선 투시 촬영 장치에서 얻은 배경 영상 및 X선 발생 조건. (a) spot radiography image (80kV, 50mA, 0.0038sec), (b) screen capture (58kV, 0.5mA, 0.0333sec).

그림 3.1-2은 피사체가 없는 배경 영상의 픽셀값 분포도 (히스토그램) 이다. 그림에서 보여주듯 screen capture 영상을 구성하는 픽셀값은 (그림 3.1-2b)은 spot radiography 영상의 픽셀값 (그림 3.1-2a) 보다 평균적으로 작다. 각 영상의 히스토그램에서 픽셀 값들의 평균값을 구해보면 spot radiography 영상에서  $43.11 \pm 5.06$ , screen capture 영상에서  $125.64 \pm 9.43$  으로 나타났다. 즉 screen capture 영상의 픽셀 평균이 spot radiography 보다 약 3배정도 큰 값을 보이고 있다. 영상에서는 이 차이만큼 screen capture가 spot radiography 보다 밝은 영상을 제공한다.

그림 3.1-2에서 픽셀 값의 히스토그램의 밴드 폭은 spot radiography 영상이 screen capture 영상보다 대해 좁게 나타나고 있다. 밴드 폭이 넓을수록 조사된 X선의 주파수 성분이 많은 것을 의미한다. 이상적으로 단일 파장의 X선을 사용하여 영상을 얻을 때 X선 주파수별 영향을 받지 않은 균일한 영상을 얻을 수 있다. 시각적으로 주파수 밴드 폭이 넓은 X선을 사용할수록 얻어진 영상은 거칠어진다. 따라서 spot radiography 영상은 screen capture 영상에 비해 X선 주파수에 따른 효과를 적게 받고 있다고 할 수 있다.

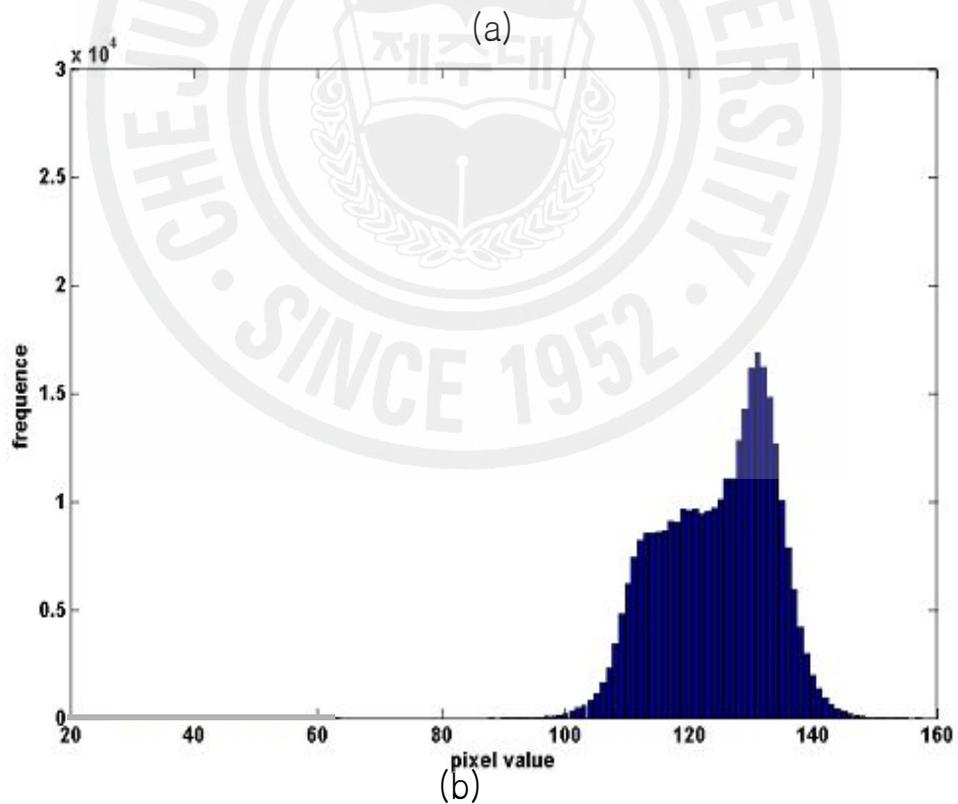
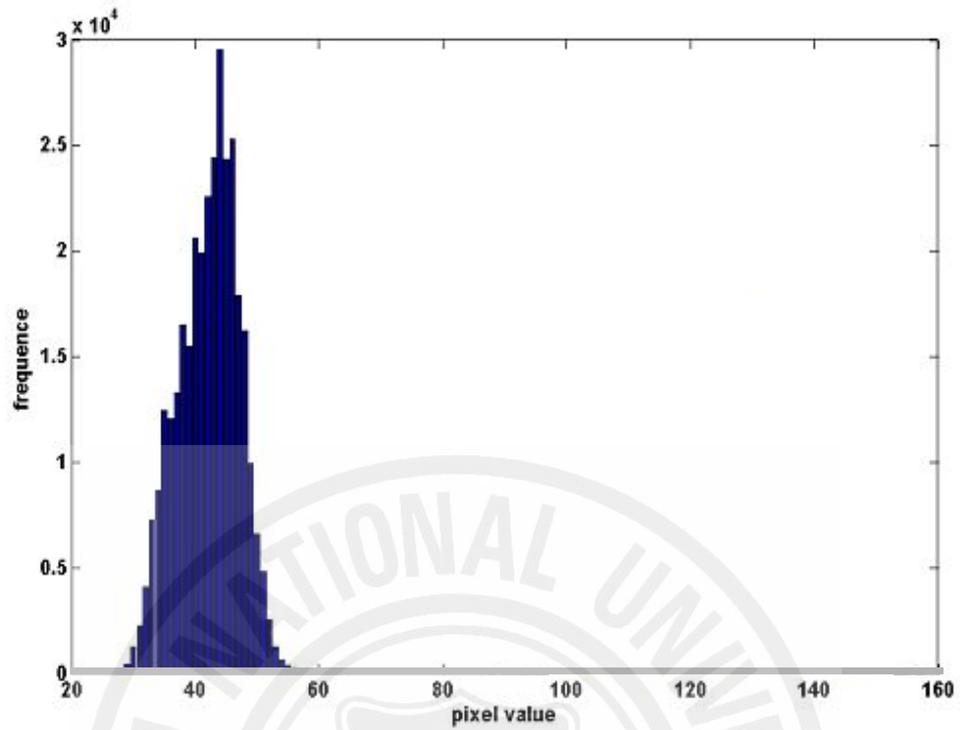


그림 3.1-2. 디지털 방사선 투시 촬영 영상 (그림 3.1-1)의 픽셀 값에 대한 히스토그램. (a) spot radiography, (b) screen capture.

### 3.2 팬텀 영상의 X선 조사 조건

본 연구에서 사용된 디지털 X선 투시 촬영에서 X선 조사 조건은 자동 노출 제어 장치에 의해 설정된다. X선 투시 촬영 시스템은 인체의 임의 부분에 대해 적절한 영상을 얻기 위해 필요한 X선 조사량 설정은 X선 발생 장치의 관전압, 관전류 그리고 촬영 시간에 의해 조절된다. 최적의 X선 촬영 조건은 피사체의 부위와 X선 흡수의 정도를 고려하여 결정할 수 있다. 실제로 촬영 때마다 피사체 부위의 X선 흡수도를 측정하는 것은 곤란하기 때문에, 보통, 피사체의 X선 흡수도가 균일하다고 가정하여, 피사체의 두께로부터 설정한다. 그러나 인체의 X선 흡수도는 부위에 따라서 다르고 또한 동일 부위에서도 개인차가 있기 때문에 X선 촬영 영상이 적정 농도가 되는 최적의 X선 노출 조건을 설정하는 것은 극히 어렵다. 이러한 문제점을 일부 보상하기 위해 사용자의 경험을 반영하기도 한다.

디지털 X선 투시 촬영 장치에서 장착된 X선 자동 노출 제어 장치는 기본적으로 피사체 임의의 부위에 대해 동일한 농도의 사진을 얻을 수 있도록 X선 노출량을 제어한다. 영상의 농도를 균일하게 유지하기 위해서는 X선이 피사체를 통과하여 CCD 카메라에 입사하는 X 선량의 분포가 균일하도록 X선 발생 조건을 설정한다. 자동 노출 제어 장치는 X선 조사 조건을 실시간으로 결정하기 위한 자동 선량률 조정 장치 (automatic exposure rate control; AERC)와 자동 노출 제어 장치(automatic exposure control; AEC)로 구분한다. 전자는 투시 (screen capture)때 사용되고 후자는 촬영 (spot radiography)때 사용된다.

본 실험에서 대조도 팬텀 영상을 얻기 위해 사용된 X선 발생 장치(X선관)의 설정값은 표 3.2-1에서 보여준다. X선 발생 장치에 가해진 에너지는 screen capture의 경우 spot radiography에 비해 마른 체형인 2.8%, 보통 체형: 3.2%, 비만 체형: 1.4% 으로 매우 작다. 만일 X선관에 입력된 에너지에 대한 X선 발생 효율이 일정하게 유지된다고 가정하면, screen capture로 영상을 취득할 사용된 X선 조사량은 spot radiography 영상을 얻을 때에 비해 3.2% 이내의 작은 값을 사용한다고 예측할 수 있다.

표 3.2-1 대조도 팬텀 영상을 촬영하는 과정에서 체형에 따른 X선관에 입력되는 설정 변수의 값

Water level	method	kV	mA	sec	W	cal	J	HU
12cm	Spot radiography	87	200	0.015	17,400	60	250	352
	Screen capture	94	2.3	0.033	216.2	1.65	6.9	9.7
18cm	Spot radiography	99	360	0.011	35,640	90	376	529
	Screen capture	113	3.4	0.033	384.2	3	12.3	17.3
24cm	Spot radiography	100	340	0.036	34,000	281	1173	1652
	Screen capture	125	4	0.033	500	3.8	16	22.5

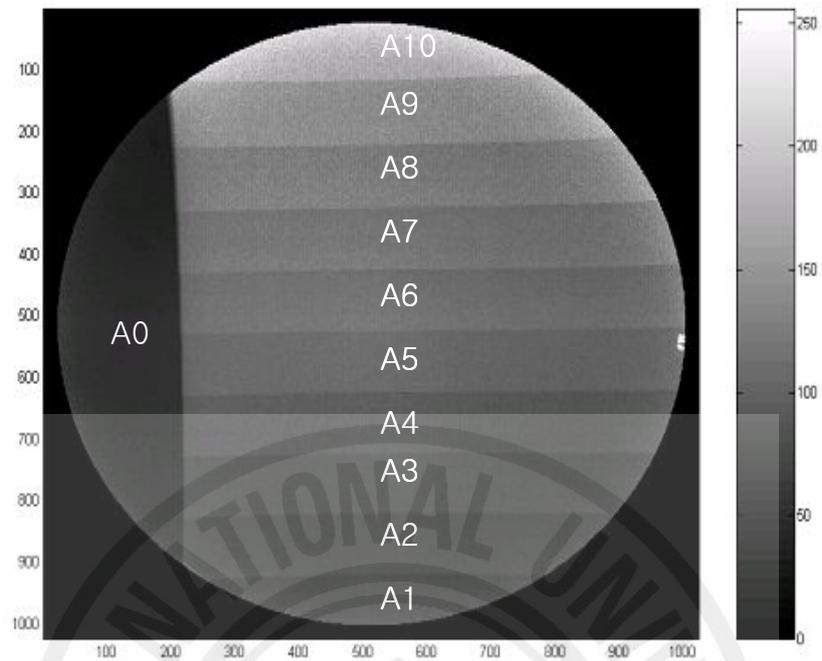
표 3.2-2은 해상도 팬텀의 영상을 얻을 때 사용된 X선 설정 조건이다. X선관에 부여한 에너지는 screen capture의 경우 spot radiography에 비해 다른 체형인 3.5%, 보통 체형: 2.6%, 비만 체형: 3.3% 으로 매우 작다. 만일 X선관에 부여한 에너지에 대해 X선 발생 효율이 일정하게 유지된다고 가정하면, screen capture로 영상을 취득할 사용된 X선 조사량은 spot radiography 영상을 얻을 때에 비해 3.5% 이내의 작은 값을 사용한다고 예측할 수 있다.

표 3.2-2 해상도 팬텀 영상을 촬영하는 과정에서 체형에 따른 X선관에 입력되는 설정 변수의 값

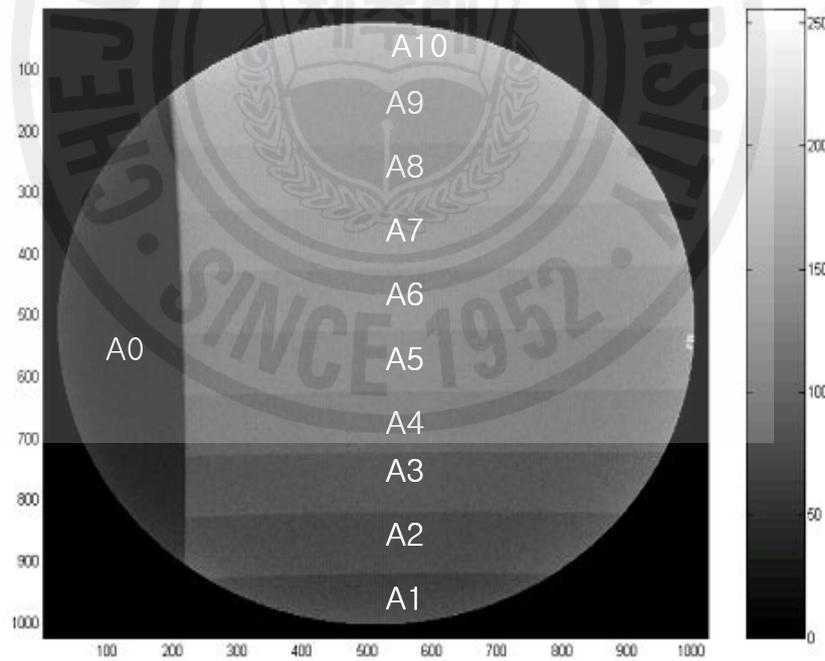
Water level	method	kV	mA	sec	Watt	cal	J	HU
12cm	Spot radiography	81	200	0.0076	16,200	28	118	166
	Screen capture	81	1.6	0.033	129.6	1	4	5.8
18cm	Spot radiography	89	200	0.018	17,800	74	307	433
	Screen capture	98	2.6	0.033	254.8	2	8.2	11.5
24cm	Spot radiography	100	340	0.015	34,000	117	483	689
	Screen capture	125	4	0.033	500	3.8	16	22.5

### 3.3 대조도 팬텀 영상

피사체의 체형을 고려하면서 대조도 팬텀에 대한 X선 투시 촬영 영상은 그림 3.3-1, 3.3-2, 3.3-3에서 보여주고 있다. 그림 3.3-1은 마른 체형(물 높이 12cm), 그림 3.3-2은 보통 체형(물 높이 18cm), 그림 3.3-3은 비만 체형(물 높이 24cm)에 대해 spot radiography와 screen capture 대조도 팬텀 영상을 보여 준다. 그림 3.3-1에서 피사체가 없는 곳은 A0, 첫 번째 계단 A1, 두 번째 계단 A2, 세 번째 계단 A3, 네 번째 계단 A4, 다섯 번째 계단 A5, 여섯 번째 계단 A6, 일곱 번째 계단 A7, 여덟 번째 계단 A8, 아홉 번째 계단 A9, 열 번째 계단 A10로 표시하고 있다 (그림 2.4-1 참조).

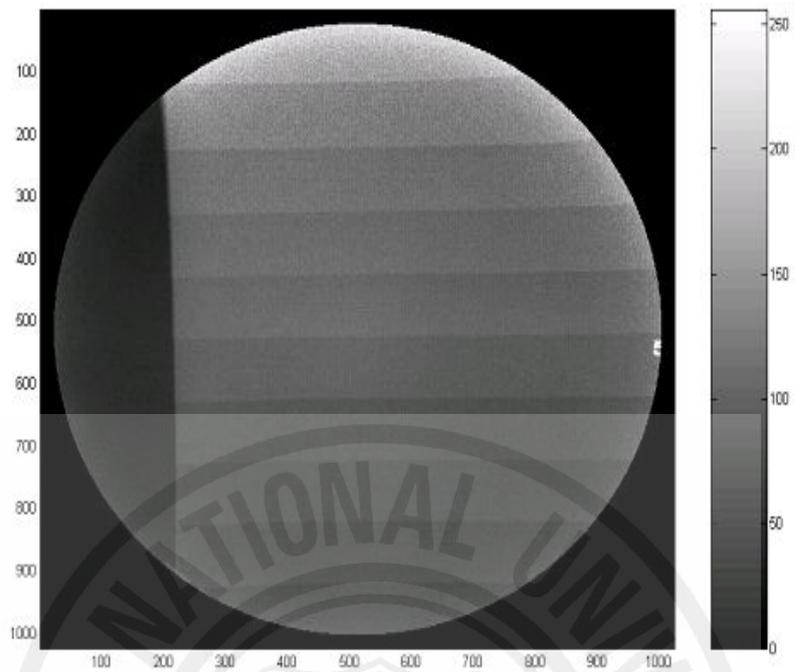


(a)

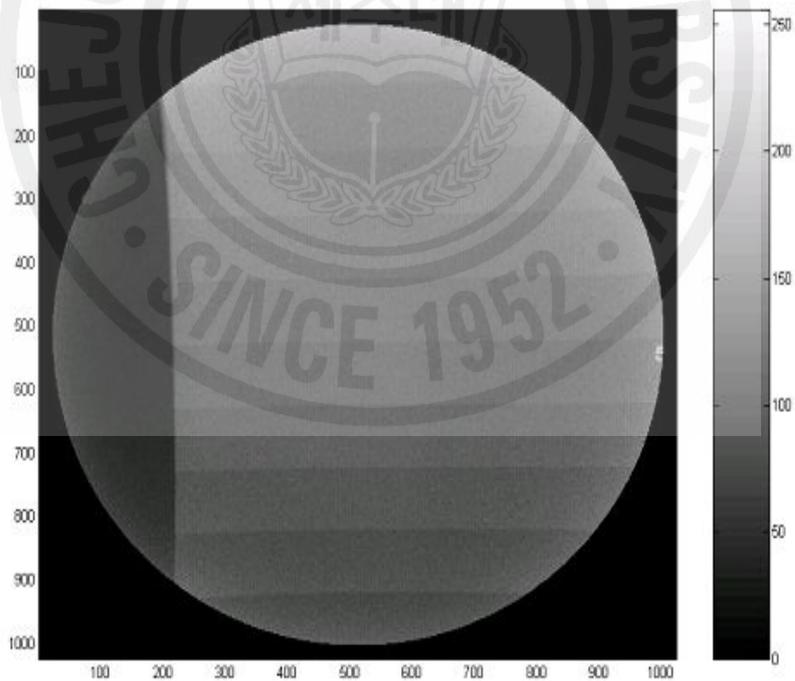


(b)

그림 3.3-1. 디지털 방사선 투시 촬영을 통해 얻은 대조도 팬텀의 영상 및 X선 노출 조건 (마른 체형 - 물 높이 12cm ). (a) spot radiography ( 87kV, 200mA, 0.015sec), (b) screen capture image( 94kV, 2.3mA, 0.0333sec).

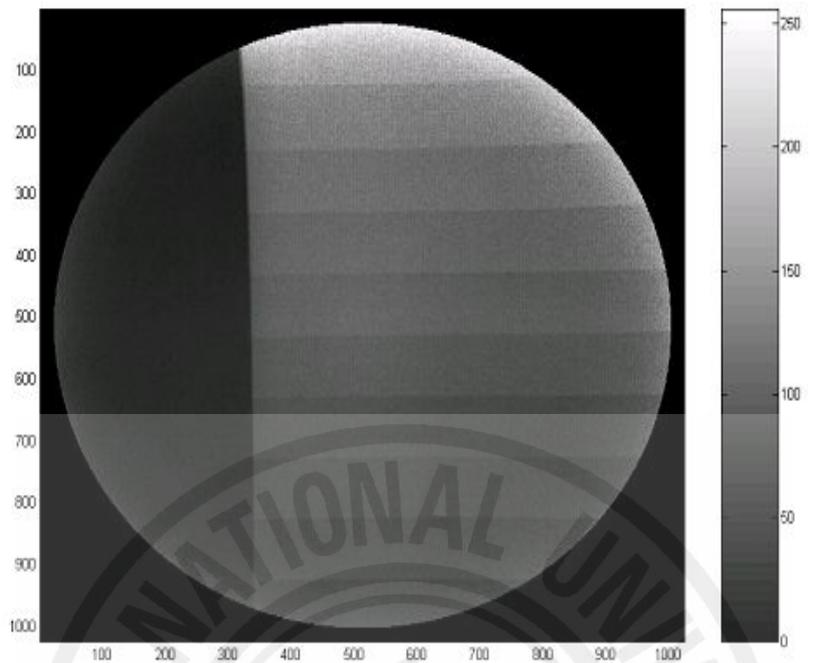


(a)

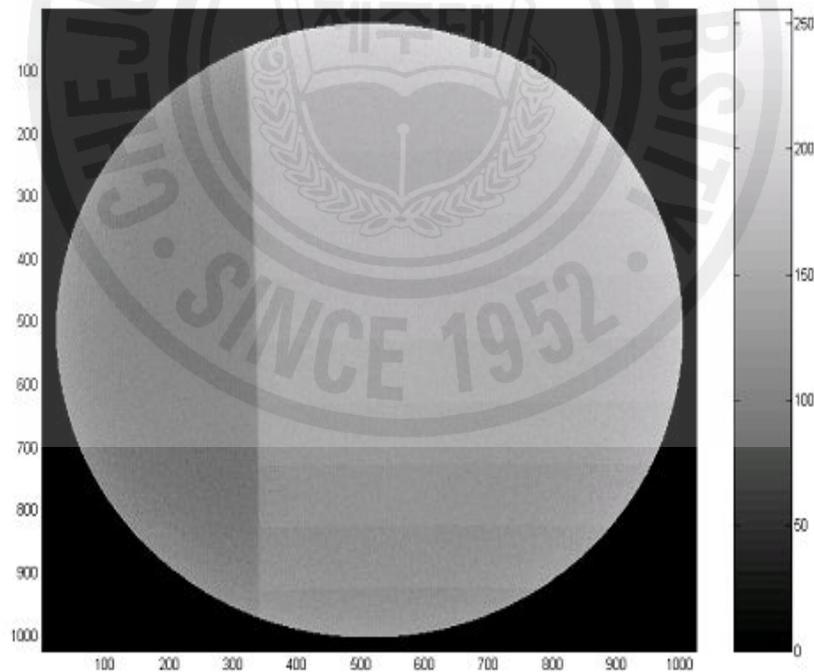


(b)

그림 3.3-2. 디지털 방사선 투시 촬영을 통해 얻은 대조도 팬텀의 영상 및 X선 노출 조건 (보통 체형 - 물 높이 18cm ). (a) spot radiography image (99kV, 360mA, 0.011sec), (b) screen capture image (113kV, 3.4mA, 0.0333sec)



(a)



(b)

그림 3.3-3. 디지털 방사선 투시 촬영을 통해 얻은 대조도 팬텀의 영상 및 X 선 노출 조건 (비만 체형 - 물 높이 24cm ). (a) spot radiography image(100kV, 340mA, 0.036sec), (b) screen capture images(125kV, 4mA, 0.0333sec).

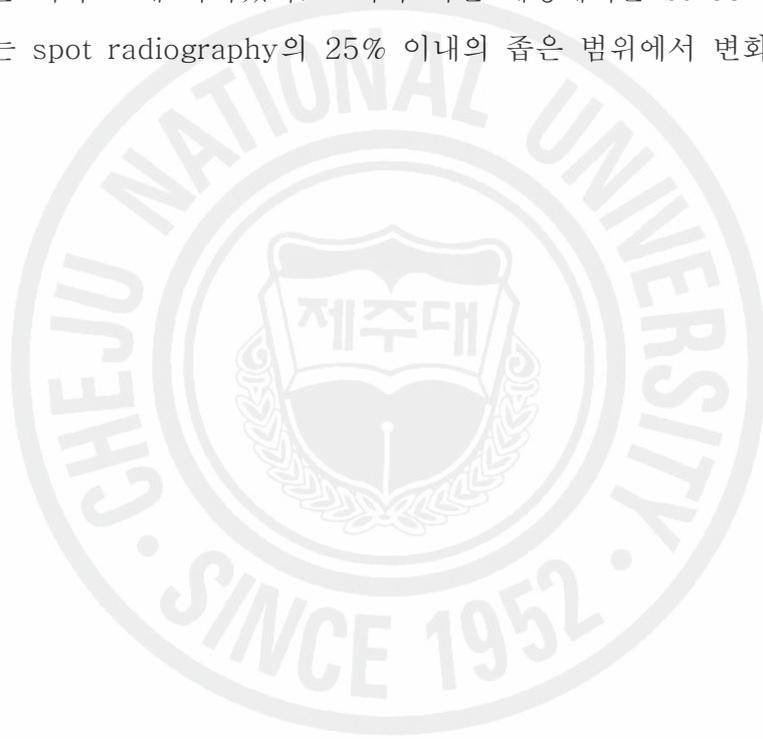
마른 체형에 대한 환경에서 대조도 팬텀의 영상은, 그림 3.3-1에서 보여 주듯이, 영상의 질은 시각적으로 screen capture와 spot radiography에서 거의 유사한 것으로 나타났다. 마른 체형의 경우 투시 촬영을 위한 X선 발생기 설정 조건은 spot radiography 경우 87kV, 200mA, 0.015sec, 3mAS, 368HU, screen capture의 경우 94kV, 2.3mA, 0.0333sec, 0.077mAs, 10.2HU로 나타났다. screen capture에서 사용된 X선관에 부여한 에너지 (J, HU)는 spot radiography의 2.8%를 사용하였다.

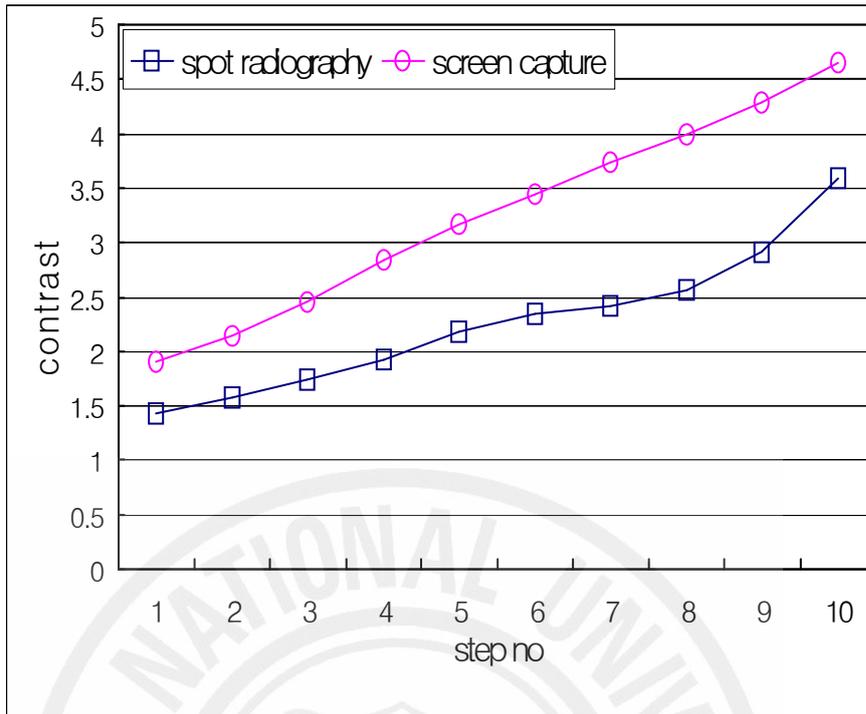
그림 3.3-2에서 볼 수 있듯이, 피사체가 보통 체형에 해당하는 경우에 대한, 대조도 팬텀 영상 역시, 마른 체형의 경우와 유사하게, screen capture와 spot radiography 영상의 질이 서로 거의 유사하게 보이는 것으로 나타났다. 보통 체형의 경우 투시 촬영을 위한 X선 발생 장치 설정 조건은 spot radiography의 경우 99kV, 360mA, 0.011sec, 3.96mAS, 553HU이며, screen capture의 경우 113kV, 3.4mA, 0.0333sec, 0.113mAs, 18HU로 나타났다. screen capture 영상을 얻기 위해 사용된 X선관에 부여한 에너지(J, HU)는 spot radiography의 3.3%를 사용하고 있다.

앞의 마른 체형과 보통 체형의 경우와는 다르게, 비만 체형의 경우 spot radiography 영상은 이전의 마른 또는 보통 체형의 경우와 거의 차이를 보이지 않지만, screen capture는 spot radiography에 비해 영상의 질이 확연히 떨어지고 있다 (그림 3.3-3). 비만 체형의 경우 투시 촬영을 위한 X선 발생 장치 설정 조건은 spot radiography의 경우 110kV, 340mA, 0.036sec, 12.24mAS, 1725HU, screen capture의 경우 125kV, 4mA, 0.0333sec, 0.133mAs, 23.5HU로 나타났다. screen capture 영상을 얻기 위해 사용된 X선관에 부여한 에너지(J, HU)는 spot radiography의 2.8%를 사용하고 있다.

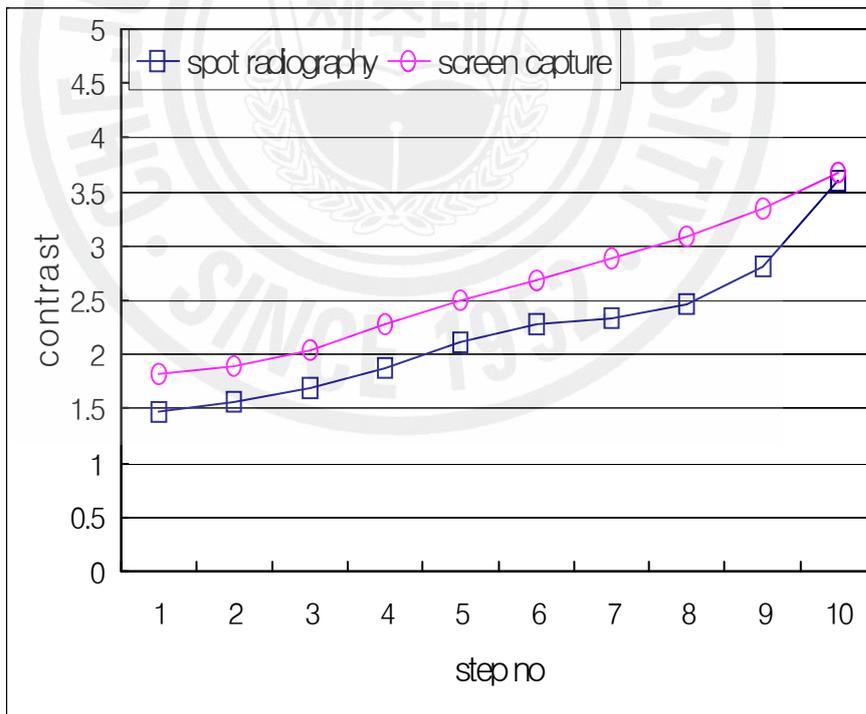
그림 3.3-4는 식 (2-13)를 이용하여 피사체의 체형별 대조도 팬텀 영상에서 계산한 대조비 (Contrast Ratio: CR - 배경 픽셀값에 대한 타겟 픽셀값의 비)를 spot radiography 및 screen capture의 경우를 서로 비교하고 있는 그래프

이다. 대조도 팬텀 영상에서 얻은 값의 대조비는 표 3.3-1에 제시하고 있다. 표에서 볼 수 있듯이 대조비의 변화의 폭이 spot radiography에서는 1.5 ~ 4 정도로 체형과 상관없이 일정하게 유지가 되는 반면, screen capture에서는 체형에 따라 크게 달라지고 있다. 즉 screen capture 대조도 변화의 폭은 마른 체형에서는 2 ~ 4.5로 spot radiography보다 큰 반면 중간 체형에서는 1.8 ~ 3.7로 spot radiography와 유사하고 비만 체형에서는 1.3 ~ 1.7로 급격하게 감소하고 있다. 요약하면, 팬텀 영상에서 대조비는 피사체가 보통 및 마른 체형 이하는 경우 screen capture는 spot radiography와 유사한 특성을 보이고 오히려 변화의 폭은 더욱 크게 나타났다. 그러나 비만 체형에서는 screen capture 영상의 대조비는 spot radiography의 25% 이내의 좁은 범위에서 변화하고 있다.



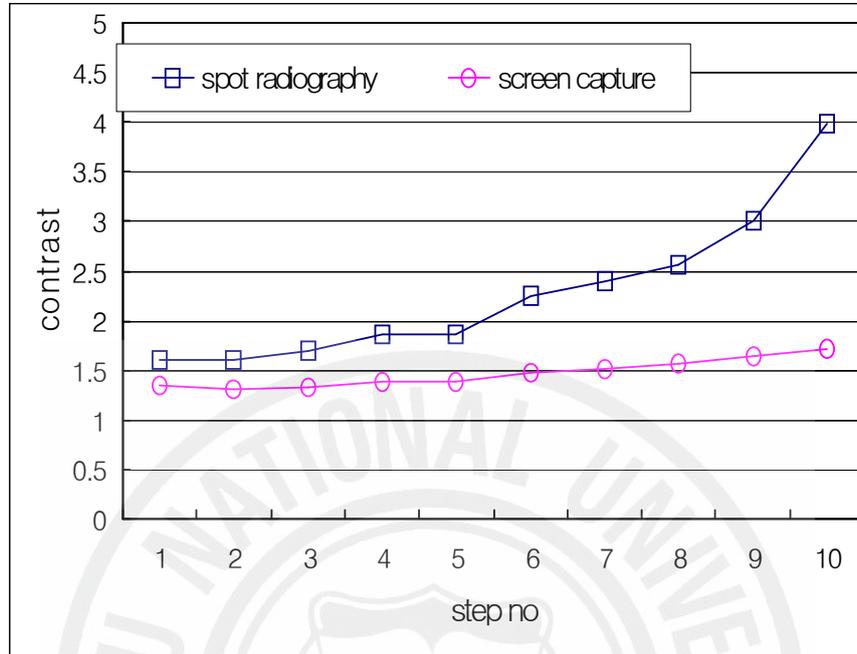


(a)



(b)

그림 3.3-4. 피사체 체형에 따른 spot radiography 및 screen capture 대조도 팬텀 영상에서 측정한 대조도 값의 비교. (a) 마른 체형 (물 높이 12cm). (b) 보통 체형 (물 높이 18cm). - 계속 -



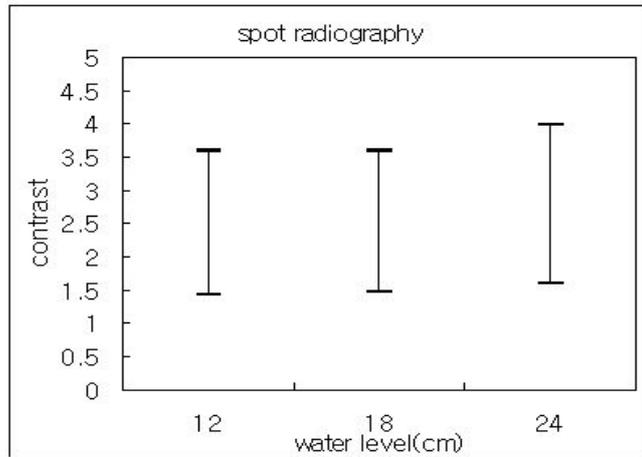
(c)

그림 3.3-4. 피사체 체형에 따른 spot radiography 및 screen capture 대조도 팬텀 영상에서 측정한 대조도 값의 비교. (c) 비만 체형 (물 높이 24 cm).

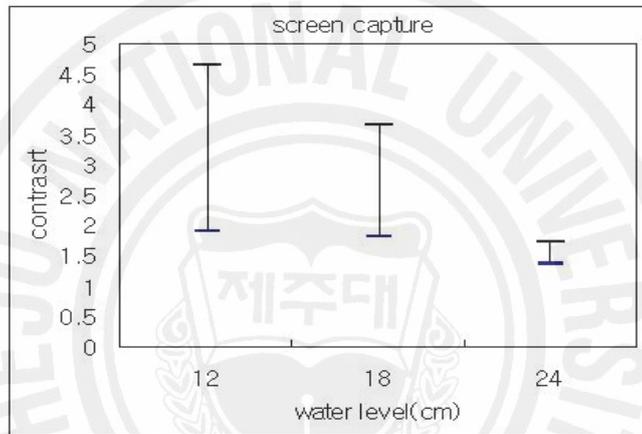
표 3.3-1 대조도 팬텀에 대한 영상에서 대조비

Water level	12cm		18cm		24cm	
method	Spot radiography	Screen capture	Spot radiography	Screen capture	Spot radiography	Screen capture
Step no						
C1	1.4374	1.8967	1.4782	1.8123	1.6054	1.3527
C2	1.5661	2.1386	1.5603	1.8857	1.6017	1.3515
C3	1.731	2.454	1.6937	2.0472	1.6903	1.3365
C4	1.924	2.837	1.8735	2.2745	1.8556	1.3857
C5	2.1794	3.1709	2.1145	2.4916	1.8557	1.3891
C6	2.3382	3.4495	2.2772	2.6833	2.2482	1.47
C7	2.4141	3.7375	2.332	2.8903	2.4007	1.5145
C8	2.5706	3.9999	2.4611	3.0948	2.5723	1.5714
C9	2.9062	4.288	2.8043	3.3418	2.9983	1.6338
C10	3.5885	4.6483	3.5964	3.6696	3.9818	1.7231

변화의 경향을 좀 더 용이하게 시각적으로 파악하기 위해 표 3.3-1를 그래프로 그린 것이 그림 3.3-6 이다. 그림 3.3-6에서 볼 수 있듯이, 마른 체형에서 대조비는 screen capture 및 spot radiography 경우 서로 근소한 차이를 보이고 있다. 반면, 보통 체형에서는 마른 체형보다 차이가 약간 증가했으며, 비만체형에서는 아주 많은 차이를 보이고 있다.



(a)



(b)

그림 3.3-6 대조도 팬텀 영상에서 측정된 대조도 (CR)의 값의 범위. (a) spot radiography, (b) screen capture.

앞장 2.3 절에서 기술한 것처럼, 식 (2-13)를 이용하여 실험에서 사용된 알루미늄 재질로 대조도 팬텀에 대한 이론적인 대조도비를 체형을 고려하여 screen capture 및 spot radiography 의 X선 조사 조건에 대해 (표 3.2-1 참조) 계산한 결과를 표 3.3-1에 제시하였다. X선 조사 조건은 X선 관에 가해지는 관 전압의 피크 값으로 계산하여 얻은 값을 사용하였다. 즉 100kV가 X선관에 인가했

을 때 발생하는 광자의 최대 에너지 100keV로 간주하였다. 이론적으로 계산하여 얻은 값은 표3.3-2에 제시하고 있다. 계산된 팬텀의 대조비 변화의 폭은 그림 3.3-7에서 (a) spot radiography는 마른체형 1~2.5, 보통체형 1~2, 비만체형 1~2로 거의 일정하게 나타나고, (b) screen capture의 마른체형에서의 대조도 변화의 폭은 1~2.3, 보통체형 1~1.8, 마른체형 1~1.7로 차츰 감소함을 나타냈다.

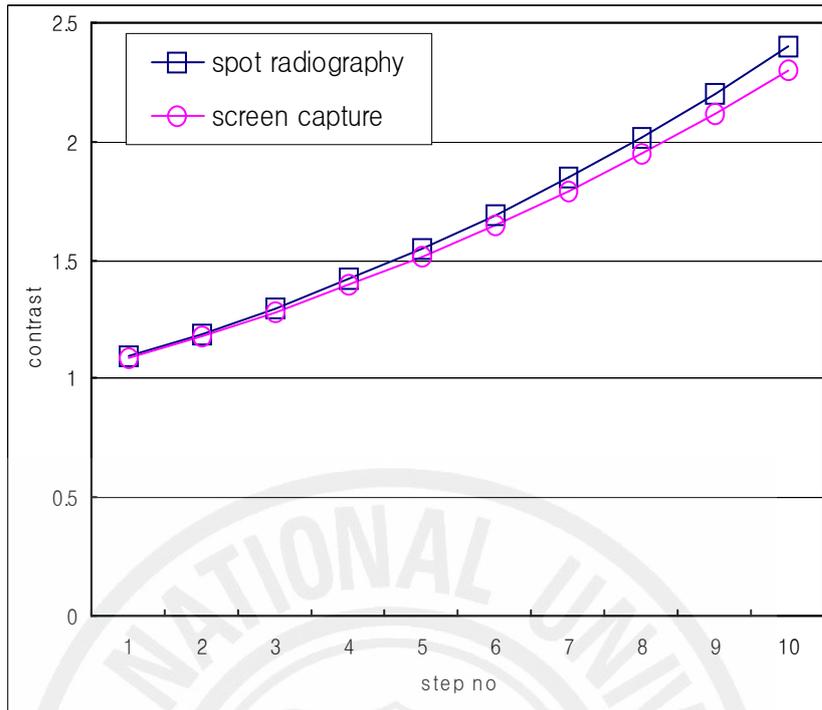
표 3.3-2 대조도 팬텀에 대한 이론적인 대조비

Water level	12cm		18cm		24cm	
method	Spot radiography	Screen capture	Spot radiography	Screen capture	Spot radiography	Screen capture
Step no						
C1	1.0914	1.0867	1.0772	1.0616	1.0532	1.0535
C2	1.1911	1.1808	1.1603	1.1274	1.1373	1.1098
C3	1.3	1.2831	1.2498	1.1971	1.2281	1.1691
C4	1.4188	1.3943	1.3463	1.2711	1.3262	1.2317
C5	1.5484	1.5152	1.4501	1.3496	1.4321	1.2975
C6	1.69	1.6464	1.562	1.433	1.5465	1.3669
C7	1.8444	1.7891	1.6826	1.5216	1.6700	1.4400
C8	2.0129	1.9441	1.8124	1.6156	1.8034	1.5170
C9	2.1961	2.1126	1.9522	1.7154	1.9474	1.5981
C10	2.3977	2.2957	2.1029	1.8214	2.1029	1.6836

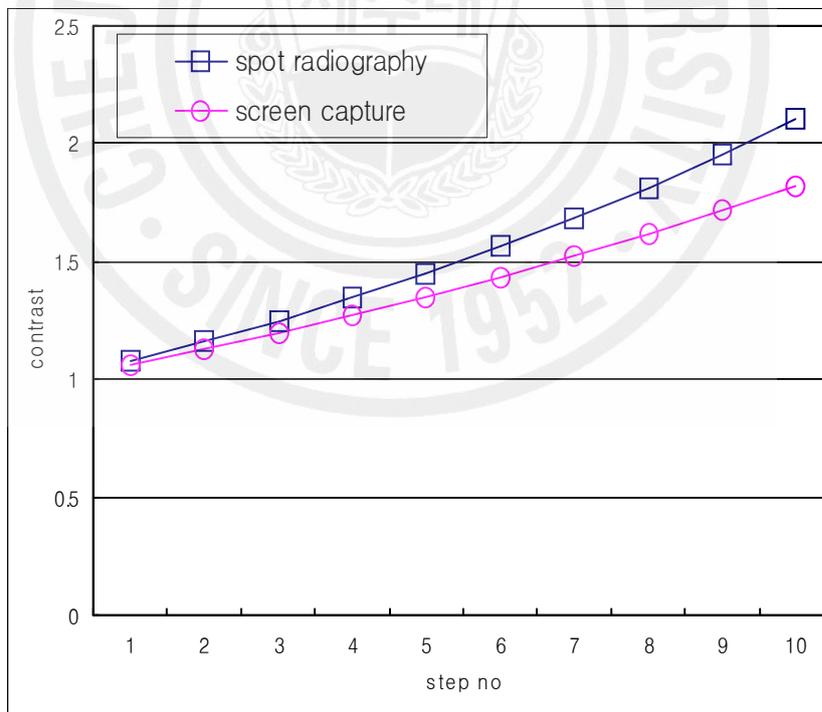
팬텀의 대조비 계산에 사용된 에너지별 물과 알루미늄의 X선 감약 계수는 표 3.3-3 에 제시하였다.

표 3.3-3 설정 전압에 따른 물과 알루미늄에서의 X선 감약 계수  $\mu$  ( $\text{cm}^{-1}$ )

kV	알루미늄	물
87	0.5398	0.19
94	0.50741	0.175
99	0.472325	0.175
100	0.472325	0.175
113	0.40485	0.165
125	0.364365	0.156

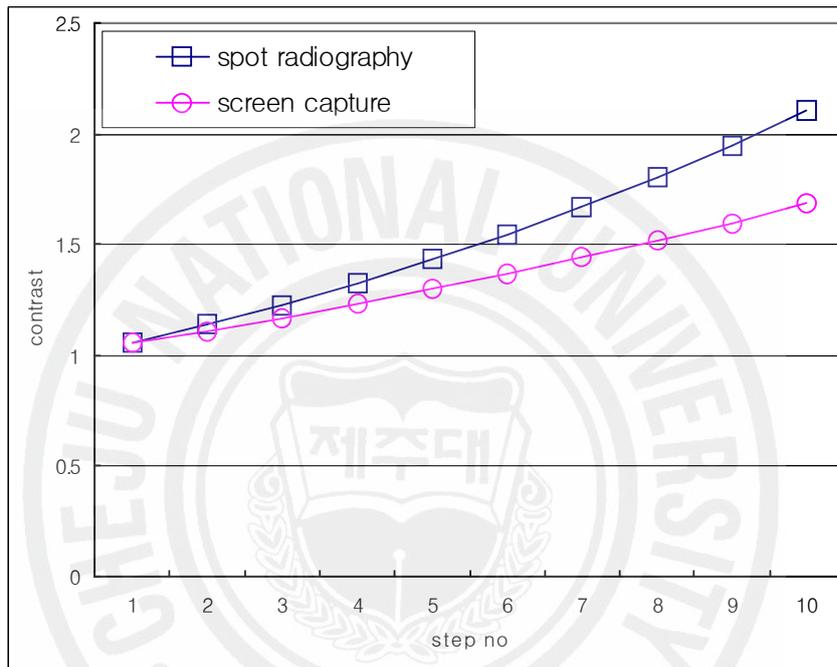


(a)



(b)

그림 3.3-5. 본 실험에서 사용한 대조도 팬텀의 각 계단에서 체형별에 따른 이론적인 대조도 값의 변화 (100kV). (a) 마른 체형 (물의 높이 12cm), (b) 보통 체형 (물의 높이 18cm), - 계속 -



(c)

그림 3.3-5. 본 실험에서 사용한 대조도 팬텀의 각 계단에서 체형별에 따른 이론적인 대조도 값의 변화 (100kV). (c) 비만 체형 (물의 높이 24cm).

변화의 경향을 좀 더 시각적으로 용이하게 파악하기 위해 표 3.3-2를 그래프로 그린 것이 그림 3.3-7 이다. 그림 3.3-7에서 (a) spot radiography는 마른체형 1~2.5, 보통체형 1~2, 비만체형 1~2로 거의 일정하게 나타나고, (b) screen capture의 마른 체형에서의 대조도 변화의 폭은 1~2.3, 보통 체형 1~1.8, 비만 체형 1~1.7로 차츰 감소하고 있다.

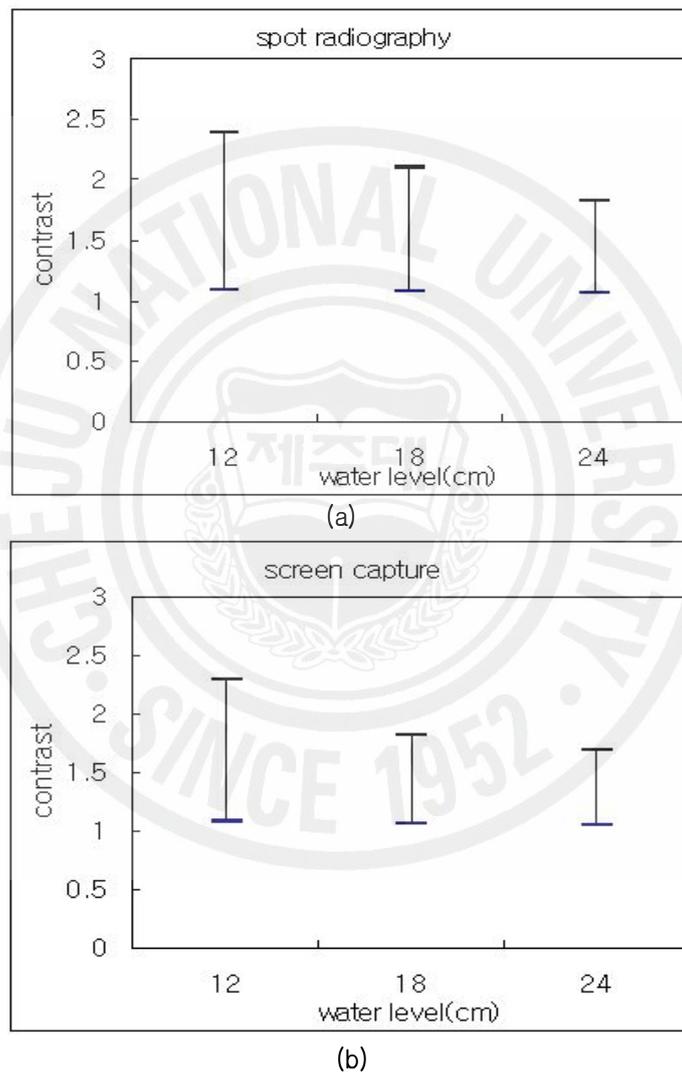
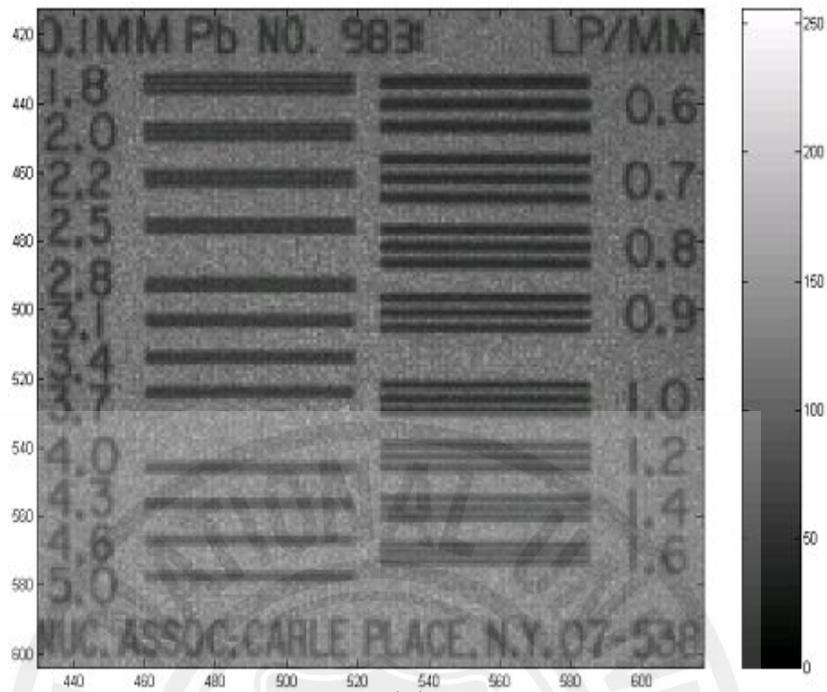


그림 3.3-7. 대조도 팬텀에 대해 이론적으로 계산한 대조도 (C1, ..., C10) 값의 범위. (a) spot radiography, (b) screen capture.

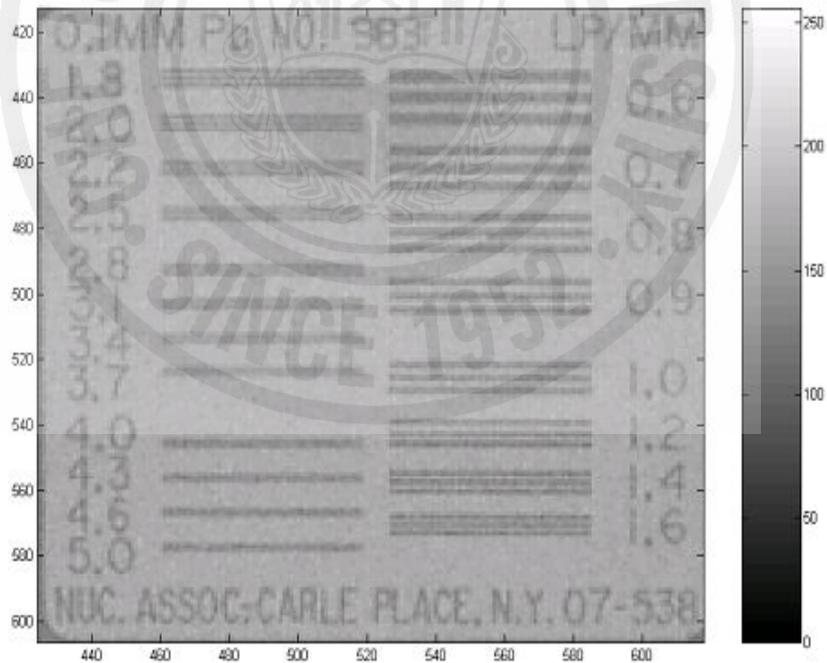
### 3.4 해상도 팬텀 영상

해상도 팬텀에 대한 디지털 X선 투시 촬영 결과는 그림 3.4-1 (마른 체형, 물 높이 12cm), 3.4-2 (보통 체형, 물 높이 18cm), 3.4-3 (비만 체형, 물 높이 24cm)에서 spot radiography와 screen capture 두 경우를 비교하여 도시하고 있다.



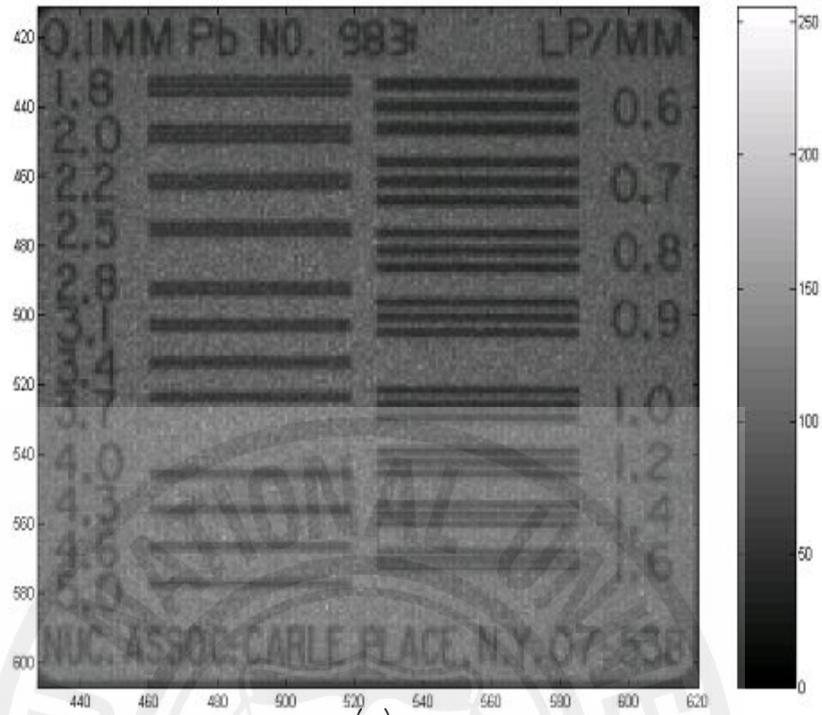


(a)

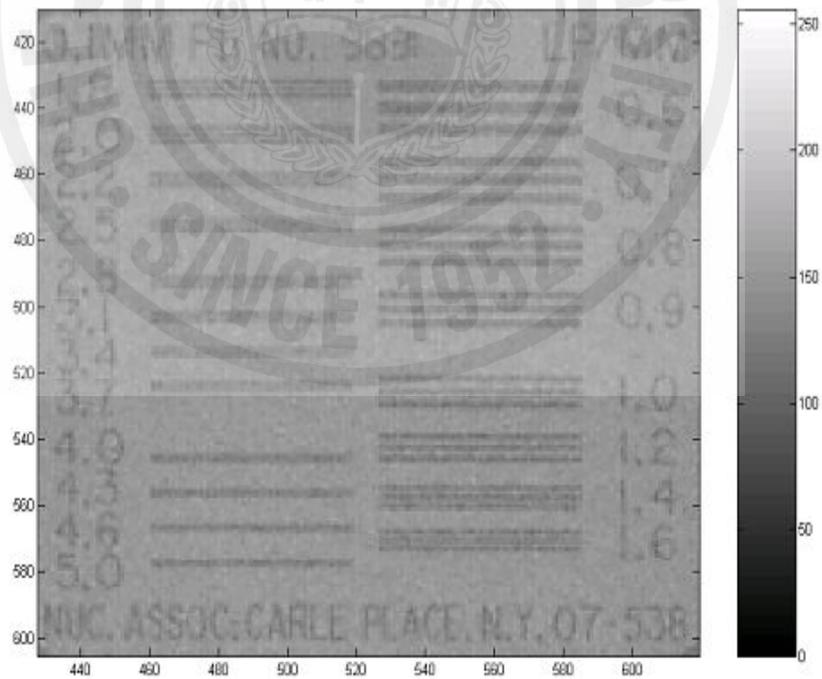


(b)

그림 3.4-1. 디지털 X선 투시 촬영 결과로 얻은 해상도 팬텀 영상- 마른 체형 (물 높이 12cm). (a) spot radiography image(81kV, 200mA, 0.0076sec), (b) screens capture image(81kV, 1.6mA, 0.0333sec).

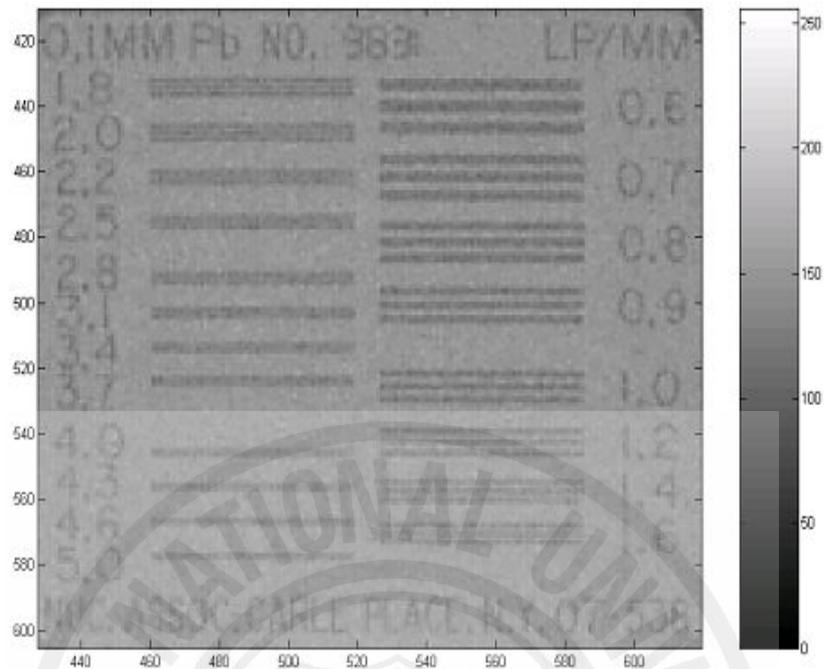


(a)

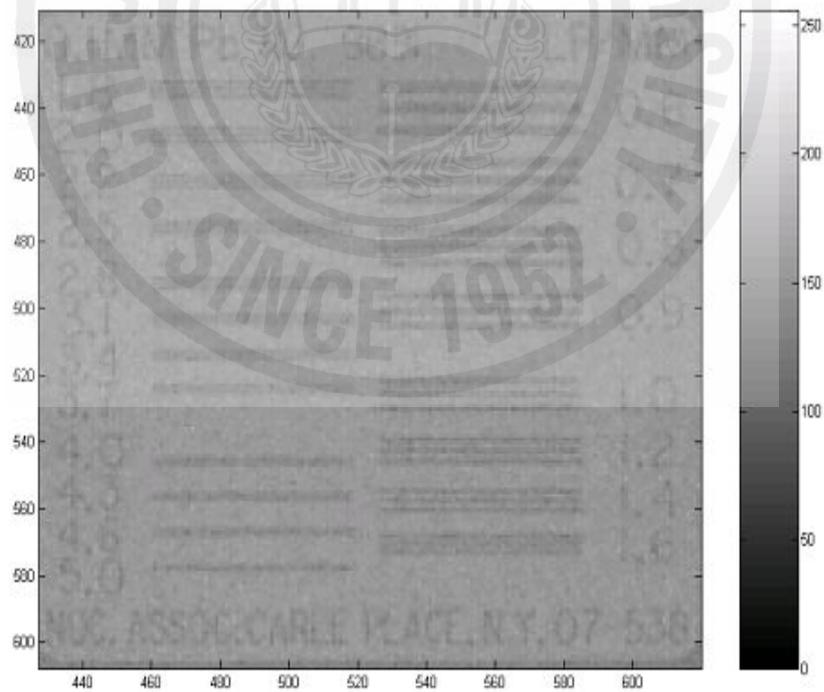


(b)

그림 3.4-2. 디지털 X선 투시 촬영 결과로 얻은 해상도 팬텀 영상 - 보통 체형 (물 높이 18cm ). (a) spot radiography image (89kV, 200mA, 0.018sec), (b) screen capture image (98kV, 2.6mA, 0.0333sec).



(a)



(b)

그림 3.4-3. 디지털 X선 투시 촬영 결과로 얻은 해상도 팬텀 영상 - 비만 체 (물 높이 24cm). (a) spot radiography image(100kV, 340mA, 0.015sec), (b) screen capture image(125kV, 4mA, 0.0333sec).

피사체의 크기가 마른체형에 해당하는 해상도 팬텀 영상은, 그림 3.4-1에서 보여 주듯이 시각적으로 screen capture로 얻은 X선 영상이 spot radiography로 얻은 X선 영상에 비해 상대적으로 밝게 (픽셀값은 높게 형성됨) 나타나고 있다. 각 해상도의 흑백의 농담을 프로파일화하여 요철의 수를 평가한 결과는 spot radiography는 2.0 lp/mm, screen capture는 1.8 lp/mm 으로 나타났다. 이 경우 X선 발생기 설정 조건은 spot radiography 경우 81kV, 200mA, 0.0076sec, 1.52mAs, 173.6HU, screen capture 경우 81kV, 1.6mA, 0.0333sec, 0.053mAs, 6.1HU 이다. screen capture를 위해 조사된 X선관에 부여한 에너지(J, HU)는 spot radiography의 3.5%를 사용하고 있다.

그림3.4-2은 피사체의 크기가 보통 체형에 해당하는 해상도 팬텀 영상이다. 보통 체형에 해당하는 촬영 환경에서 얻은 해상도 팬텀 영상은, 그림3.4-2에서 보여 주듯이 시각적으로 screen capture로 얻은 X선 영상이 spot radiography로 얻은 X선 영상에 비해 상대적으로 밝게 (픽셀값은 높게 형성됨) 나타나고 있다. 각 해상도의 흑백의 농담을 프로파일화하여 요철의 수를 평가한 결과는 spot radiography는 1.8 lp/mm, screen capture는 1.6 lp/mm 으로 나타났다. 이 경우 사용된 X선 발생기 설정 조건은 spot radiography 경우 89kV, 200mA, 0.018sec, 3.6mAs, 451.8, screen capture 경우 98kV, 2.6mA, 0.0333sec, 0.0866mAs, 11.96HU 로 나타났다. screen capture 과정에서 X선관에 부여한 에너지(J, HU)는 spot radiography의 2.7%를 사용하였다.

그림 3.4-3은 피사체가 비만 체형에 해당하는 경우 screen capture 및 spot radiography 해상도 팬텀 영상을 보여준다. 그림3.4-3에서 보여 주듯이 시각적으로 screen capture로 얻은 X선 영상과 spot radiography로 얻은 X선 영상이 농담은 거의 유사하게 보여진다. 그런데 각 해상도의 흑백의 농담을 프로파일화하여 요철의 수를 평가한 결과는 spot radiography는 1.8 lp/mm, screen capture는 1.6 lp/mm으로 나타났다. 이 경우 이 경우 사용된 X선 발생기 설정 조건은 spot radiography 경우 100kV, 340mA, 0.015sec, 5.1mAs, 719HU 이며, screen capture의 경우 125kV, 4mA, 0.0333sec, 0.133mAs, 23.48HU

이다. screen capture 과정에서 X선관에 부여한 에너지(J, HU)는 spot radiography의 3.3%를 사용한다.

해상도 팬텀 영상에서 해상도를 평가하기 위해서, 각 단위 해상도 영상에 대한 프로파일을 그려야 한다. 예를 들어, 마른 체형의 경우 해상도 팬텀 영상인 그림 3.4-1에서 가로를 X축, 세로를 Y축이라 하면, X좌표의 위치(픽셀 번호)가 550인 위치에서 팬텀의 해상도 0.6~1.6 lp/mm 범위에 대해 Y축으로 자르고 프로파일 그래프를 그리면 그림 3.4-4a 다. X좌표의 위치(픽셀 번호)가 480인 위치에서 팬텀의 해상도 1.8~5 lp/mm 범위에 대해 Y축으로 자르고 프로파일 그래프를 그리면 그림 3.4-4b 다. 같은 방법으로 보통 체형 및 비만 체형에 대해 프로파일을 그리면 각각 그림 3.4-5와 그림 3.4-6에서 보여주는 결과를 얻는다.

영상의 해상도는 앞장 2.4 절에서 기술한 것처럼, 단위 해상도 영상의 프로파일에서 5개의 요철을 확인할 수 있는 최대의 해상도로 결정한다. 그림 3.4-4, 그림 3.4-5, 그림 3.4-6에서 도시된 프로파일에서 요철수를 조사하여 해상도를 측정된 결과는 그림 3.4-7에 도시하였다. 그림에서 보여 주듯이 spot radiography 영상의 해상도는 마른체형 2 lp/mm, 보통체형 1.8 lp/mm, 비만체형 1.8lp/mm, 그리고 screen capture 영상의 해상도는 마른 체형 1.8lp/mm, 보통체형 1.6lp/mm, 비만체형 1.6lp/mm 로 나타났다. 즉 팬텀 영상으로부터 측정된 해상도는 spot radiography가 1.8~2.0 lp/mm, screen capture는 이 보다 약간 작은 1.6~1.8 lp/mm 범위에서 변화하고 있다. 영상의 해상도는 마른 체형에서 비만 체형으로 갈수록 저하하는 것으로 나타났다.

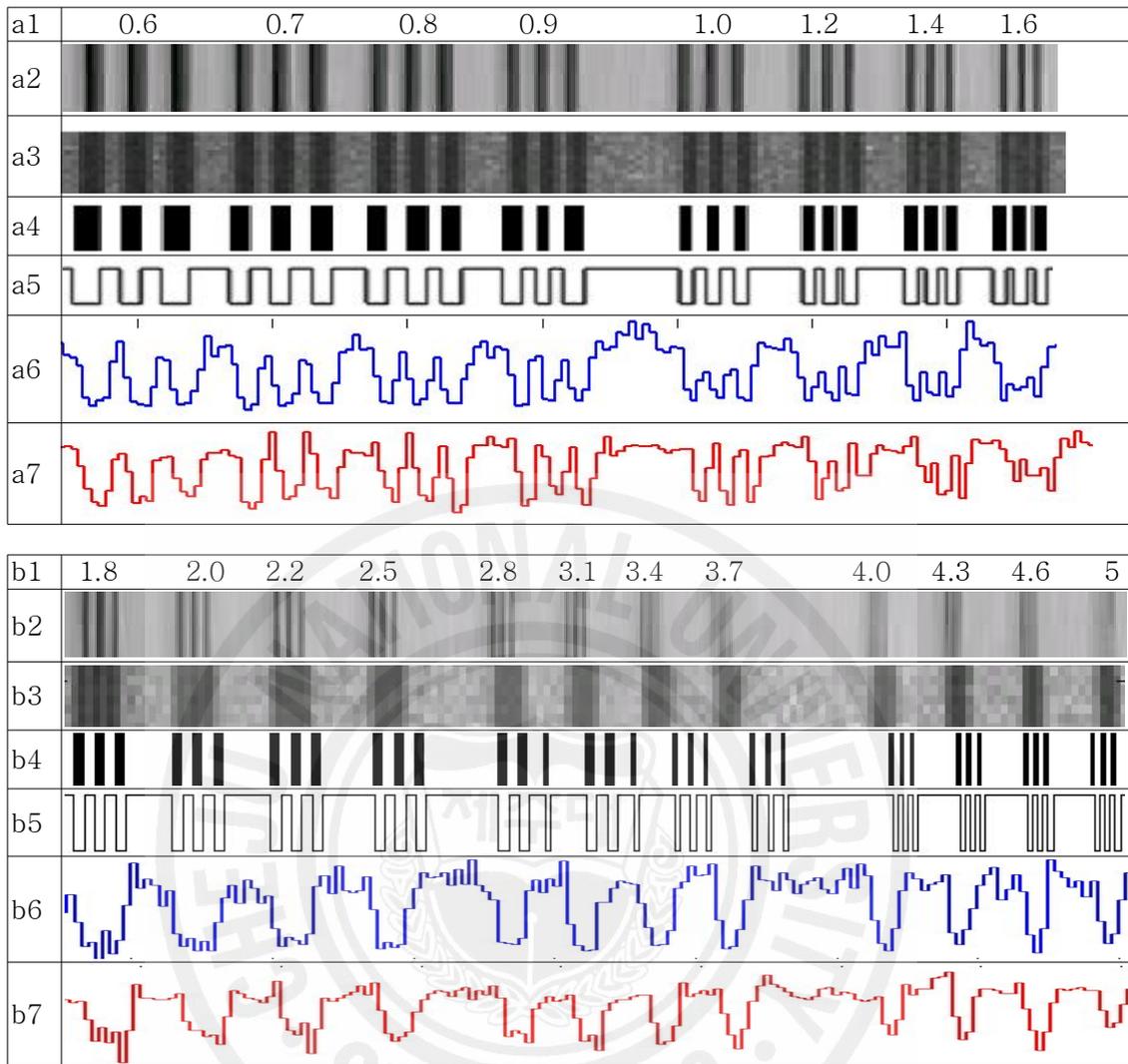


그림 3.4-4. 해상도 팬텀 영상의 프로파일 - 마른 체형 (물 높이 12cm). (a) 해상도 0.6~1.6 lp/mm 구간 (a1= 해상도, a2=해상도 팬텀 사진, a3=X선 영상, a4=a1의 이론적 사진, a5=a2 사진에 대한 요철 프로파일, a6=spot radiography 영상의 프로파일, a7=screen capture 영상의 프로파일). (b) 해상도 1.8~5 lp/mm 구간 (b1= 해상도, b2=해상도 팬텀 사진, b3=X선 영상, b4=a1의 이론적 사진, b5=b2 사진에 대한 요철 프로파일, b6=spot radiography 영상의 프로파일, b7=screen capture 영상의 프로파일).

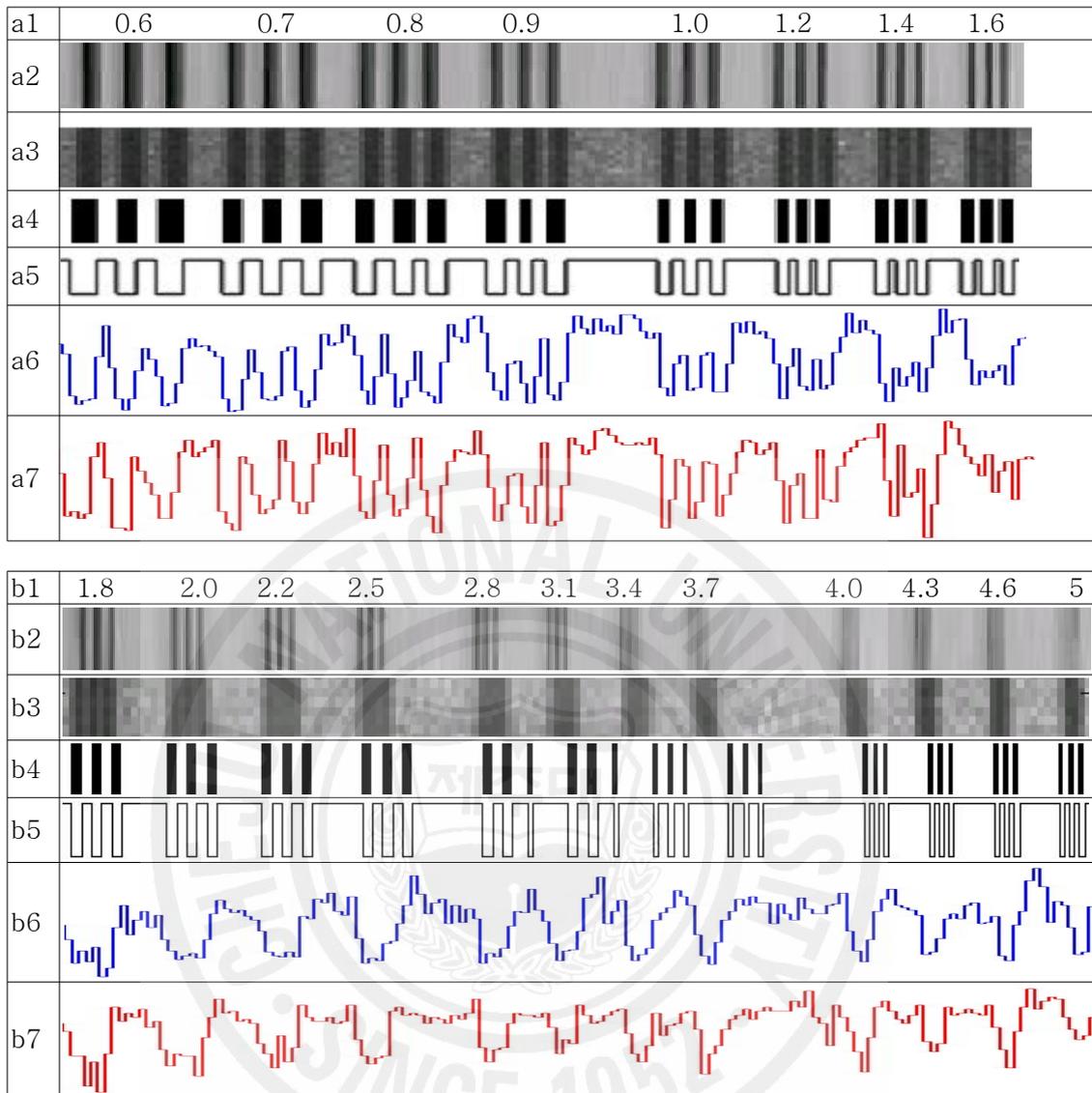


그림 3.4-5. 해상도 팬텀 영상의 프로파일 - 마른 체형 (물 높이 12cm). (a) 해상도 0.6~1.6 lp/mm 구간 (a1= 해상도, a2=해상도 팬텀 사진, a3=X선 영상, a4=a1의 이론적 사진, a5=a2 사진에 대한 요철 프로파일, a6=spot radiography 영상의 프로파일, a7=screen capture 영상의 프로파일). (b) 해상도 1.8~5 lp/mm 구간 (b1= 해상도, b2=해상도 팬텀 사진, b3=X선 영상, b4=b1의 이론적 사진, b5=b2 사진에 대한 요철 프로파일, b6=spot radiography 영상의 프로파일, b7=screen capture 영상의 프로파일).

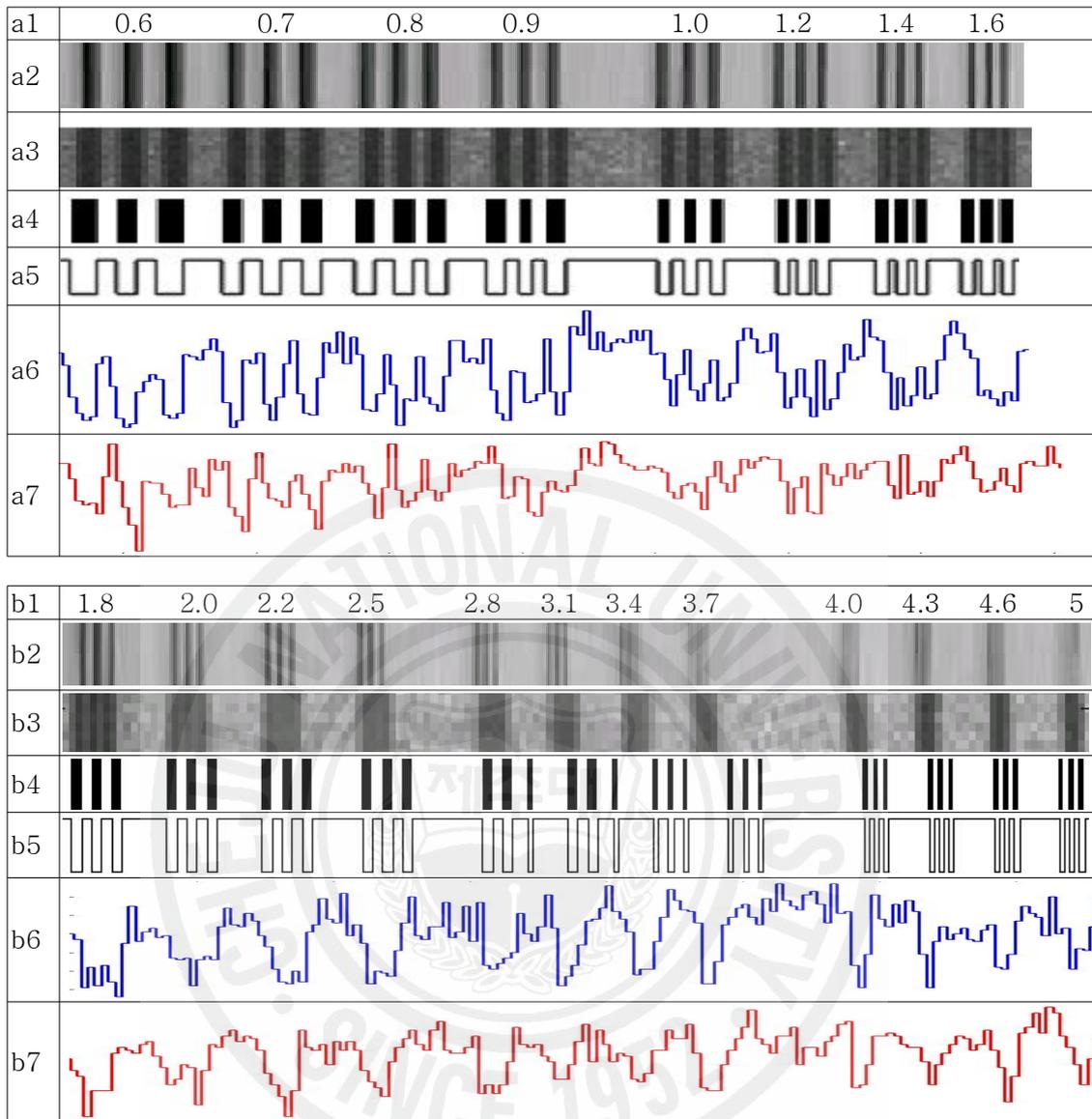
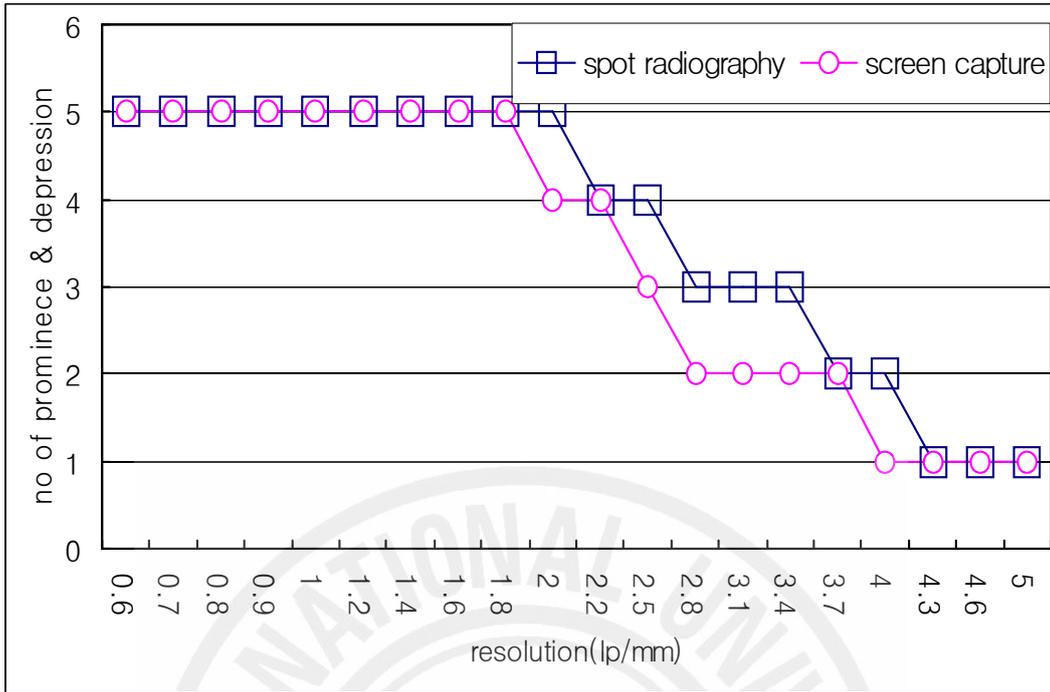
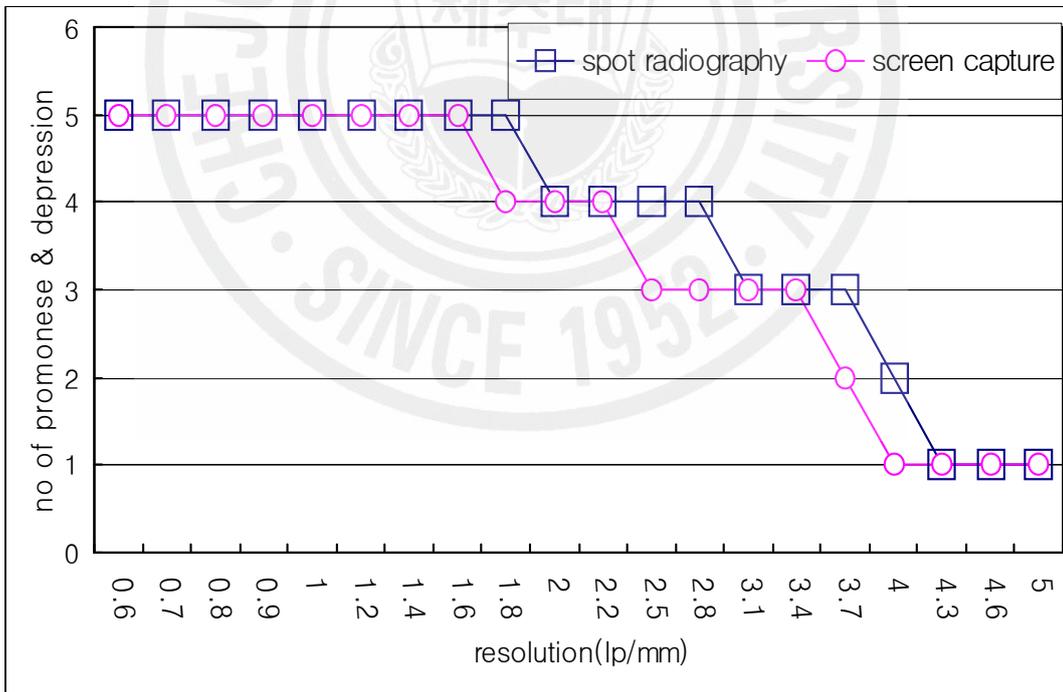


그림 3.4-6. 해상도 팬텀 영상의 프로파일 - 마른 체형 (물 높이 12cm). (a) 해상도 0.6~1.6 lp/mm 구간 (a1= 해상도, a2=해상도 팬텀 사진, a3=X선 영상, a4=a1의 이론적 사진, a5=a2 사진에 대한 요철 프로파일, a6=spot radiography 영상의 프로파일, a7=screen capture 영상의 프로파일). (b) 해상도 1.8~5 lp/mm 구간 (b1= 해상도, b2=해상도 팬텀 사진, b3=X선 영상, b4=b1의 이론적 사진, b5=b2 사진에 대한 요철 프로파일, b6=spot radiography 영상의 프로파일, b7=screen capture 영상의 프로파일).

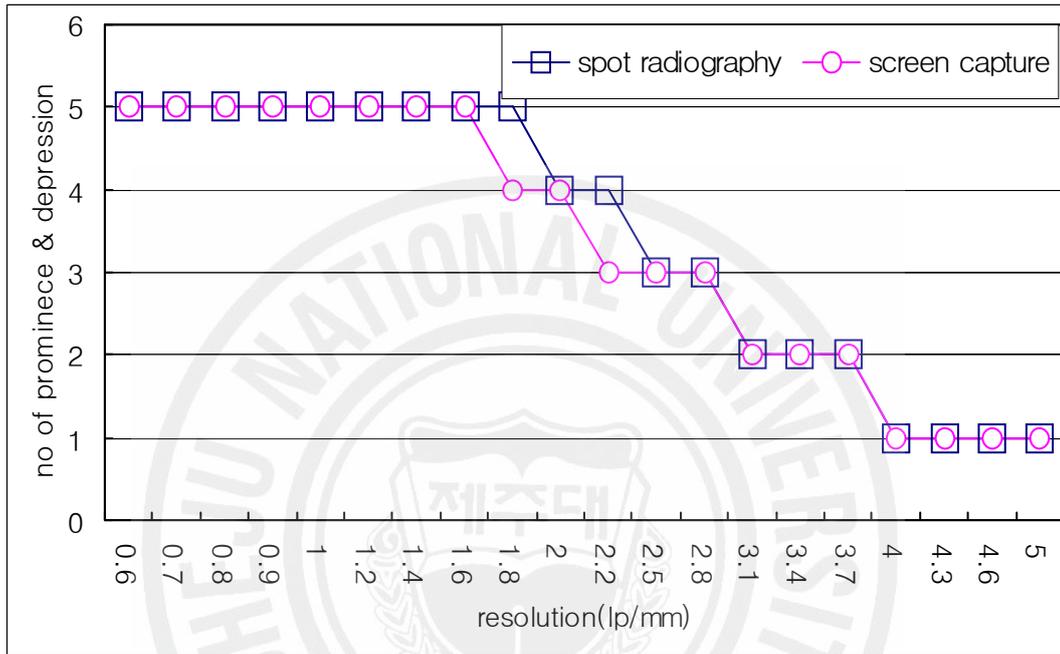


(a)



(b)

그림 3.4-7. 해상도 팬텀 영상에서 단위 해상도 값에 대한 요철 수 측정 결과.  
 (a) 마른 체형 (물 높이 12cm), (b) 보통 체형 (물 높이 18cm). - 계속 -



(c)

그림 3.4-7. 해상도 팬텀 영상에서 단위 해상도 값에 대한 요철 수 측정 결과.  
 (c) 비만 체형 (물 높이 24cm).

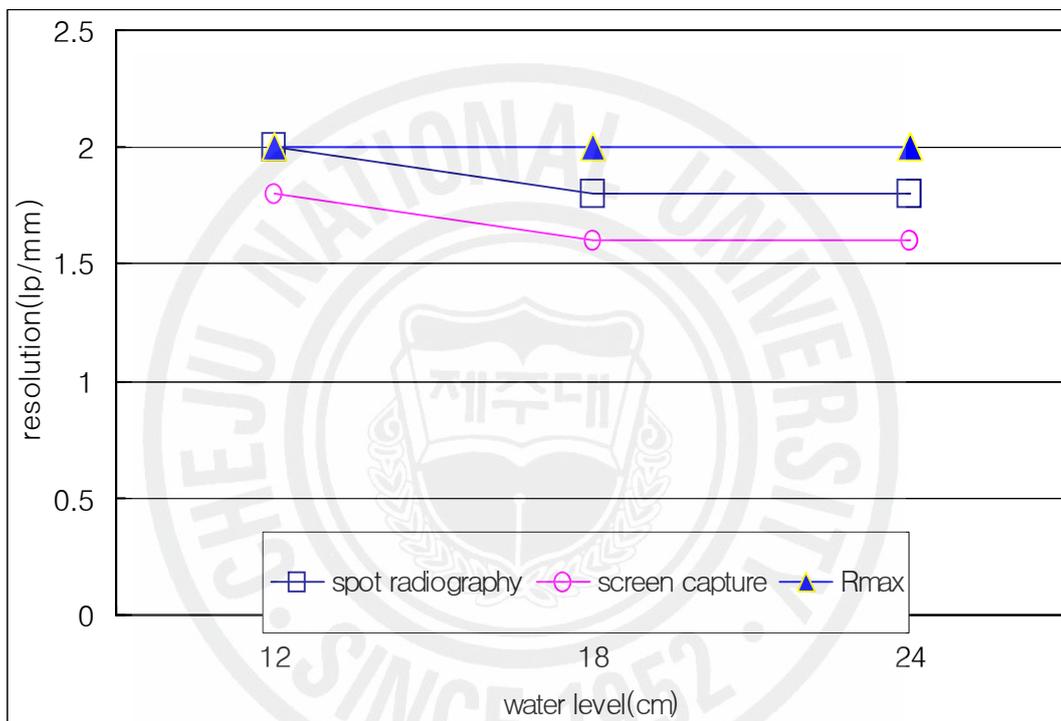


그림 3.4-8. 해상도 팬텀 영상에서 측정된 spot radiography와 screen capture의 해상도 비교 (Rmax = 픽셀 사이즈 (250 um)에 의해 결정된 영상의 최대 해상도)

## IV. 토의 및 임상 증례

### 4.1 실험 결과 요약 및 임상적인 의의

본 연구에서는 디지털 X선 투과 촬영 장치에서 screen capture의 유용성을 평가하기 위해 팬텀 영상을 이용하여 screen capture와 spot radiography 영상의 질을 비교 평가하였다. 영상의 질은 피사체의 두께를 변화하면서 대조도와 해상도 관점에서 비교하였다. 또한 영상을 얻기 위해 사용된 X선 조사량을 비교하여 임상적 의의를 평가하고자 하였다.

실험 결과 대조도는 피사체가 중간 체형 이하인 경우 screen capture는 spot radiography와 유사한 특성을 보이고 있다. 마른 체형에서는 오히려 screen capture가 spot radiography 보다 영상의 대조도 변화의 폭이 더욱 크게 나타났다. 그러나 비만 체형에서는 screen capture 영상의 대조도는 spot radiography의 25% 이내의 좁은 범위에서 변화하고 있다. 반면 spot radiography의 대조도는 체형의 변화에 따라 거의 변화하지 않는 것으로 나타났다. 해상도는 spot radiography가 1.8~2.0 lp/mm 사이의 값을 가지며 screen capture는 이보다 약간 작은 1.6~1.8 lp/mm에서 변화하고 있는 것으로 관찰되었다. 해상도는 screen capture는 spot radiography 모두 체형의 크기가 증가함에 따라 감소하는 것으로 나타났다. 실험에서 영상을 얻기 위해 사용한 X선관에 부여한 에너지는 screen capture가 spot radiography의 최대 4% 수준으로 매우 작은 양을 사용하고 있다.

이상의 결과에서 screen capture는 spot radiography에 비해 영상의 질 (대조도 및 해상도)이 크게 저하하지 않으며, 상대적으로 매우 작은 (< 5%) X선 피폭량을 사용한다. 이러한 이유로 디지털 X선 투과 촬영 장치의 screen capture 기능은 임상적으로 성인보다 방사선에 민감한 소아의 진단 및 피사체의 부피가

작은 부위의 진단 및 마른 체형의 진단에 매우 유용하게 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

## 4.2 해상도 관련 사항

제2장에서 해상도 팬텀을 기술할 때 언급한 것처럼, 영상의 최대 해상도는 픽셀의 크기에 의해 제한된다. 본 연구에 사용된 디지털 X선 투과 촬영 장치에서는 영상의 픽셀의 크기가  $250\mu\text{m}$  이므로, 영상이 최대로 가질 수 있는 해상도가 2 lp/mm 로 제한된다. 본 실험에서 사용된 해상도 팬텀의 최대 해상도는 이보다 훨씬 높은 5 lp/mm 까지 포함하고 있지만, 평가에서는 2 lp/mm 이내로 제한하였다. 본 실험 결과에서 spot radiography의 최대 해상도는 디지털 X선 투과 촬영 장치가 가지는 최대 해상도 2 lp/mm (마른 체형인 경우)를 잘 구현하고 있는 것으로 나타났다. 반면 screen capture의 최대 해상도는 X선 투과 촬영 장치의 최대 해상도 보다 10% 정도 낮은 값 1.8 lp/mm (마른 체형의 경우)을 가지는 것으로 나타났다. 영상의 절대적인 해상도를 높이기 위해서는 픽셀의 크기를 줄여야 한다.

본 실험에서 해상도 영상에서 해상도를 결정하기 위해서는 3.4에서 전술한 바와 같이 단위 해상도 영상에 대한 프로파일을 평가해야한다. 즉 프로파일에서 요철의 수 5개를 시각적으로 확인할 수 있는 최대의 해상도 값이 영상의 해상도가 된다. 본 실험에서는 평가 대상의 수가 작기 때문에 요철의 수를 평가는 연구자의 주관적인 판단에 의존하였다. 향후 이러한 작업을 신호 처리 기법을 이용하여 객관적으로 정량적인 평가를 할 수 있도록 추가적인 연구가 요구된다.

전술한 바와 같이 실험에서 사용된 X선 투시 촬영 장치에서 얻는 영상의 최대 해상도는 2 lp/mm이다, 이 것은 0.25 mm 크기의 병변까지 구분해 낼 수 있다는 뜻인데, screen capture의 마른 체형에서의 해상도는 1.8mm 이다. 이 말은 0.28mm의 병변까지도 구분할 수가 있다는 뜻이다. 즉 이 영상에서 질환의 크기

가 1cm정도는 충분히 보여준다. 획득한 영상에서의 병변의 크기는 약 1 cm이므로 진단하는데 전혀 문제가 되지 않는다.

#### 4.3 대조도 관련 사항

대조도 팬텀 영상에서 측정한 대조도 이론적으로 계산한 값과는 유사한 경향을 보이고 있지만, 절대 값에서는 차이를 보이고 있다. 대조도 팬텀에 대한 각 계단에서의 이론적인 대조도  $C_1, C_2, \dots, C_{10}$ 은 계산의 간편성을 위해, X선은 단일 주파수를 가지며 에너지가 100 keV 값을 가진다고 가정하고 계산하였다 (가정한 X선 에너지의 크기는 spot radiography 팬텀 영상을 얻을 때의 X선 스펙트럼에서 에너지 최대값과 유사한 값이다.) 실제로 X선관에서 발생된 광자의 에너지는 다양한 에너지의 스펙트럼을 갖는다. 예를 들어 X선 발생장치에 100kV를 인가했을 때 최소값부터 최대값( ~ 100keV)까지 다양한 에너지의 X선이 발생한다. X선 감쇠 계수는 표 3.3-3에서 보는바와 같이 X선 에너지에 따라 변화한다. 따라서 단일 X선 에너지를 가정하지 않을 경우 감쇠 값을 간단히 산술적으로 계산하기가 용이하지 않다. 즉 주파수 특성에 따른 X선 감쇠 특성을 반영하기 위해 투시 촬영에 사용된 X선의 주파수 스펙트럼을 측정하고, X선 주파수 범위에서 매질의 주파수에 따른 감쇠 특성에 대한 자료를 확보하여 서로 Convolution해 주어야 한다. 팬텀에 대한 이론적인 대조도 값의 계산 목적은 대조도 팬텀 영상에서 측정한 결과에 정성적인 확인을 위함이기 때문에, 단일 X선 에너지를 가정한 것은 큰 문제가 되지 않는다. 다만, 이론적으로 계산한 대조도와 팬텀 영상에서 측정한 결과의 절대값을 직접 비교하는 것은 적절하지 않다.

#### 4.4 개선 및 추가 연구

본 실험에서는, screen capture는 spot radiography의 영상의 질을 비교하기 위해 대조도 및 해상도 팬텀 영상을 이용하여 평가를 수행했다. 디지털 영상의

질을 객관적 또는 정량적으로 평가하기는 쉽지 않다. 평가 변수로 대조도 및 해상도외에도 다양한 평가 변수 (예를 들어 MTF, DQE, SNR ... )들이 있다. 본 연구는 일부 제한적인 조건에서 Screen Capture의 유용성에 대해 최초로 객관적인 근거를 제시하고 있다는 점에 그 의의를 두고자 한다. screen capture 기능에 대한 본격적인 임상적인 활용에 앞서 다양한 영상 변수를 대상으로 추가적인 연구가 제안된다.

본 연구에 사용한 방사선 투시 촬영 장치에서 screen capture를 하고자 했을 때는 PACS 전송 모니터를 보면서 캡처를 해야 한다. 즉 캡처를 하기 위해서는 시선을 주 화면에서 벗어나 PACS 전송 모니터를 봐야 하는 불편함이 있으므로 이 불편함을 없애기 위해서는 spot radiography의 X선 노출 버튼 옆 또는 비슷한 위치에 쉽게 캡처 할 수 있도록 console desk에 캡처 기능을 만들어 놓으면 검사하는데 도움이 될 것이다.

#### 4.5 임상 증례

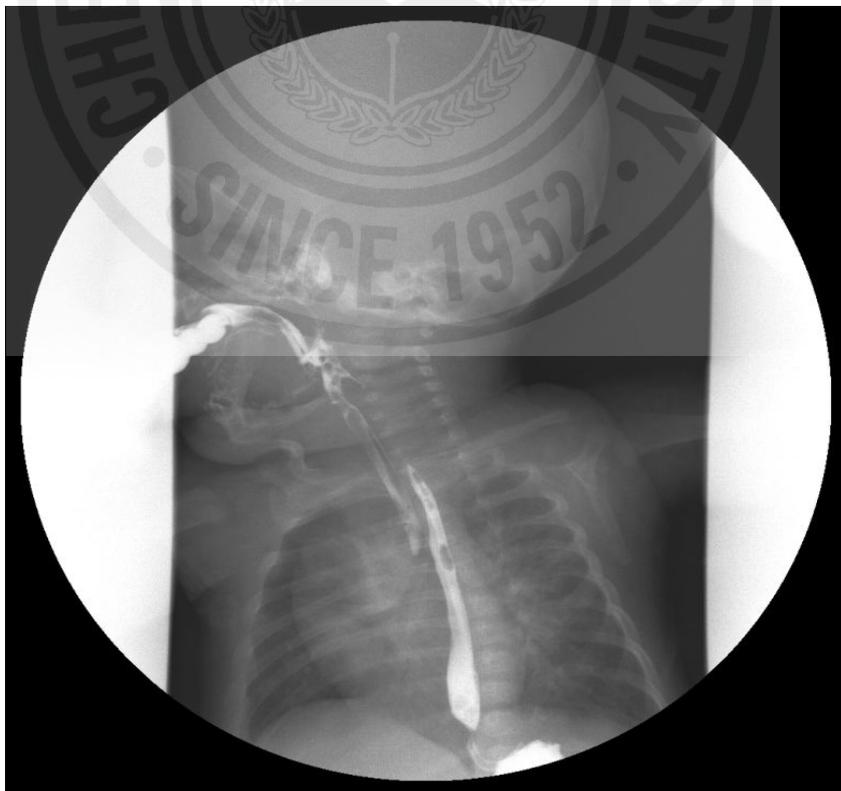
본 연구에서 얻은 결과로부터 screen capture의 유용성을 실제로 확인하기 위해서 실제 임상에서 진단을 위해 투시 촬영한 인체 영상을 각 체형별 구분하여 제시하고 실험 결과와 연계하여 토의하고자 한다.

## 증례1. 마른 체형 (유아)에 해당하는 경우

그림 4.5-1는 디지털 투시 촬영으로 얻은 남성 유아 (M/3months)의 Esophagography 영상이다. 그림에서 상단은 screen capture 영상, 하단은 spot radiography 영상이다. 그림에서 보여 주듯이 (그림 3.3-1로부터 예상할 수 있듯이) screen capture 영상은 spot radiography에 비해 약간 어둡게 영상화 되어있다. 그러나 상 하단 두 영상은 시각적으로 동일한 진단 소견을 제공할 수 있는 정도로 매우 유사하다. 예를 들어 esophagus와 bronchus에 조영제 가 흡입된 것을 두 영상에서 잘 관찰된다. X선 조사 조건은 spot radiograph 80kV, 200mA, 0.004sec이고 screen capture 78kV, 1.4mA, 0.0333sec 이다. screen capture에서 사용된 X선 조사 조건(J)은 spot radiography의 5.7% 정도에 불과한 상태이다. 제시된 유아에 대한 영상 소견으로부터 본 실험에서 확인된 마른 체형에 대한 X선 투시 촬영 영상의 질이 screen capture 영상과 spot radiography에서 유사하다는 결과와 잘 일치한다. 일반적으로 유아 일수록 방사선 감수성이 크므로 방사선 생물학적 효과도 크다. 따라서 유아 및 소아에 대한 진단시 screen capture 기능은 방사선의 피폭량을 줄이면서, 유사(거의 동일한)한 수준의 진단 결과를 얻을 수 있는 영상을 제공할 것으로 기대 된다.



SC



sr

## 증례2. 마른 체형(성인)에 해당하는 경우

그림 4.5-2는 디지털 투시 촬영으로 얻은 남성 성인 (M/45, 175cm, 80kg)의 Esophagography 영상이다. 그림에서 상단은 screen capture 영상, 하단은 spot radiography 영상이다. 앞의 증례1에서와 유사하게 상 하단 두 영상은 시각적으로 동일한 진단 소견을 제공할 수 있는 정도로 매우 유사하다. X선 조사 조건은 spot radiograph 84kV, 200mA, 0.011sec이고 screen capture 87kV, 2.1mA, 0.0333sec 이다. screen capture에서 사용된 X선 조사 조건(J)은 spot radiography의 3.3%로 매우 작다. 해상도 팬텀을 이용하여 측정한 spot radiography 및 screen capture의 해상도는 마른 체형에서의 각각 2.0 lp/mm 및 1.8 lp/mm 이다. 이론적으로 spot radiography 는 최소 0.25mm의 병변, screen capture는 최소 0.28mm의 병변까지 구분할 수가 있다는 것을 의미한다. 소개하는 증례 영상에서의 병변의 크기는 약 1cm이므로, spot radiography 및 screen capture는 병변을 위해 충분한 해상도를 가지고 있다고 간주할 수 있다. 특히 제시된 영상의 경우는 식도에서 조영제가 빠르게 진행하므로 순간적인 캡처가 필요할 수 있다. screen capture는 스크린에 보이는 영상을 그대로 캡처할 수가 있는 반면, spot radiography는 약간의 시간의 차로 인해 원하는 영상을 놓칠 수도 있다. 이런 경우 screen capture 기능은 임상적으로 매우 유용하게 활용될 수 있을 것으로 예상된다.



sr



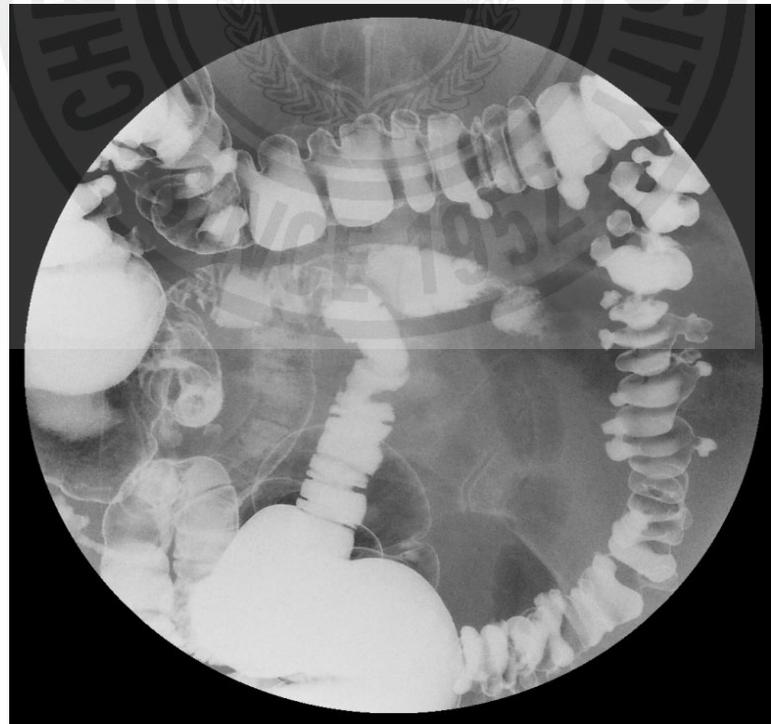
SC

### 증례3. 마른 체형(성인)에 해당하는 경우

그림 4.5-3는 디지털 투시 촬영으로 얻은 여성 성인 (F/70. 152cm. 55kg)의 Colon study 영상이다. 그림에서 상단은 screen capture 영상, 하단은 spot radiography 영상이다. 앞의 증례2 에서와 유사하게 상 하단 두 영상은 시각적으로 동일한 진단 소견을 제공할 수 있는 정도로 매우 유사하다. X선 조사 조건은 spot radiograph 100kV. 360mA, 0.01sec이고 screen capture 110kV, 3.2mA, 0.0333sec 이다. screen capture에서 사용된 X선 조사 조건(J)은 spot radiography의 3.2%로 매우 작다. T-Colon과 D-Colon에 많은 수의 조영제가 장외 벽 밖으로 불록하게 코팅되어 있는 것을 관찰 할 수 있다. 대조도 팬텀에 대한 spot radiography 및 screen capture 영상에서 보통 체형의 경우 spot radiography가 조금 어둡게 나타났듯이 (그림 3.3-2 참조), 본 증례의 그림 4.5-3에서도 spot radiography가 screen capture보다 조금 어둡게 나타나고 있다. 전술한 3장의 실험 결과에서, 마른 체형에서, 팬텀 영상에 대한 대조도 변화의 폭은 spot radiography 및 screen capture는 거의 유사함을 나타냈다. 그러나 소개하는 증례에서는 공기와 조영제의 배합된 비율에 따라 대조도가 차이를 보이고 있다. screen capture로 영상을 얻은 것이 spot radiography에 비해 명암의 차이는 있지만(그림 3.3-2 참조) 조영제와 공기의 배합에 따라 상대적으로 영상의 대조도가 변화하는 것을 이 증례에서 확인 할 수 있다. 해상도 팬텀을 이용하여 측정된 spot radiography 및 screen capture의 해상도는 마른 체형에서의 각각 1.8 lp/mm 및 1.6 lp/mm 이다. 이론적으로 spot radiography는 최소 0.28mm의 병변, screen capture는 최소 0.3mm의 병변까지 구분할 수 있다. 본 증례에서 병변의 크기는 0.1cm 이상이므로, spot radiography 및 screen capture 영상은 병변 진단을 위해 충분한 해상도를 가진다고 간주할 수 있다. 추가적으로 colon study는 배변감이 매우 크다. screen capture로 영상을 이용하여 진단할 경우 spot radiography를 시행하지 않아도 되어 검사 시간을 단축할 수 있게 된다. 임상적으로 환자의 배변감에 대한 부담감을 덜어주는 부수적인 효과를 얻을 수 있다.



sr



SC

#### 증례4. 마른 체형(성인)에 해당하는 경우

그림 4.5-4 는 디지털 투시 촬영으로 얻은 남성 성인 (M/48. 170cm. 75kg)의 Colon rectum lateral 영상이다. 그림에서 상단은 screen capture 영상, 하단은 spot radiography 영상이다. 팬텀 영상 (그림 3.3-3 참조)으로부터 예상할 수 있듯이, screen capture 영상은 spot radiography에 비해 밝게 나타나고 장벽은 불분명하게 보이고 있다. 영상 취득을 위한 X선 조사 조건은 spot radiograph 100kV, 340mA, 0.035sec이고 screen capture 125kV, 4mA, 0.0333sec이다. screen capture에서 사용된 X선 조사 조건(J)은 spot radiography의 1.4%로 매우 작은 값을 사용하고 있다. 본 증례는 앞의 증례 1-3의 경우와는 다르게, screen capture로 얻은 영상은 spot radiography에 비해 영상 전체가 밝게 나타나 영상의 대조도가 심하게 떨어지고 있다. 따라서 이 경우에는 screen capture는 최종 진단을 위해 사용하기 어려우며, spot radiography를 시행하는 것이 바람직하다.



sr



sc

이상의 4가지 임상 증례를 요약하면, 소아 또는 마른 체형의 경우 디지털 방사선 투시 촬영에서 screen capture와 spot radiography 영상의 질에서 거의 차이를 보이지 않는다. 이것은, 임상적으로 screen capture 기능은 성인보다 방사선 감수성이 큰 소아에서는 X선 조사량을 획기적으로 줄이면서 spot radiography와 거의 동일한 진단의 정확도를 얻을 수 있다는 것을 의미한다. 또한 임상 증례 1, 2와 같은 경우 진단 부위가 식도와 같이 빠르게 조영제가 지나가는 장기에서는 순간적으로 영상을 얻는 screen capture가 spot radiography에 비해 효과적일 수 있다.



## V. 결 론

본 연구에서는 디지털 방사선 투시 검사에서 screen capture의 임상적 유용성을 평가하기 위해, 대조도 및 해상도 팬텀을 이용하여, spot radiography와 screen capture 영상의 질을 평가하고 X선 조사 조건에 대해 비교하였다. 영상의 대조도는 피사체가 중간 체형 이하인 경우 screen capture는 spot radiography와 유사한 특성을 보이는 것으로 나타났다. 마른 체형에서는 오히려 screen capture 영상의 대조도 변화의 폭이 spot radiography 경우보다 더욱 크게 나타났다. 그러나 비만 체형에서는 screen capture 영상의 대조도의 민감도는 급격히 저하하여, spot radiography의 25% 이내의 좁은 범위에서 변한다. 해상도는 spot radiography 및 screen capture 두 경우 모두 체형이 커질수록 감소하는 경향을 보이고 있다. 측정된 해상도의 크기는, 모든 체형에 걸쳐 spot radiography가 screen capture 경우 보다 근소하게 (10% 정도) 높게 나타났다. 즉 체형이 작아짐에 따라 해상도는 spot radiography의 경우 1.8~2.0 lp/mm, screen capture는 1.6~1.8 lp/mm에서 변화하고 있다. 디지털 투시 촬영에서 사용된 X선 조사 조건을 비교한 결과 screen capture영상을 얻기 위해 사용된 X선 에너지는 spot radiography 경우를 기준으로 최대 4% 이내의 값을 사용하고 있는 것으로 확인되었다. 결론적으로 디지털 방사선 투시 촬영에서 screen capture는 spot radiography에 비해 매우 작은 X선 에너지를 사용하지만, 영상의 질은, 특히 중간 체형 이전에 대해, spot radiography과 큰 차이를 보이지 않는다. 따라서 screen capture 영상은 X선에 감수성이 큰 유아 및 소아 투시 촬영에서 X선 피폭량을 획기적으로 줄이면서 진단의 정확성은 유지할 수 있는 기능으로 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

## 참고문헌

강세식. 권정달. 김경근. 김성철. 김현자. 나수경. 송재홍. 신동룡. 안광치. 이성길. 이종석. 장영일. (2000). 방사선 진단기기학. 청구문화사: 서울

고성진. 김승국. 노경석. 안봉선. (1998). 방사선 계측학. 청구 문화사: 서울. pp24~25

박수성 (1985). 진단방사선의 원리. 대학서림: 서울.

이충희 (2003). 디지털X선영상기기 최신기술. 한국기계산업진흥학회. 33(6), pp60~63.

정환, 이완, 김문찬. (1999). 디지털 의료 영상학. 정문각: 서울

Gonzalez, Woods, Eddins, 유현중, 김태우 (2004). MATLAB을 이용한 디지털영상처리. 아이티씨: 서울

Wolbarst A B and Boston M A and Bethesda (1993). PHYSICS OF RADIOLOGY. Appleton & Lange: Norwalk, Connecticut. p108.

<http://physics.nist.gov>

ICRU (1989). X-ray attenuation coefficients. ICRU Report, 44.

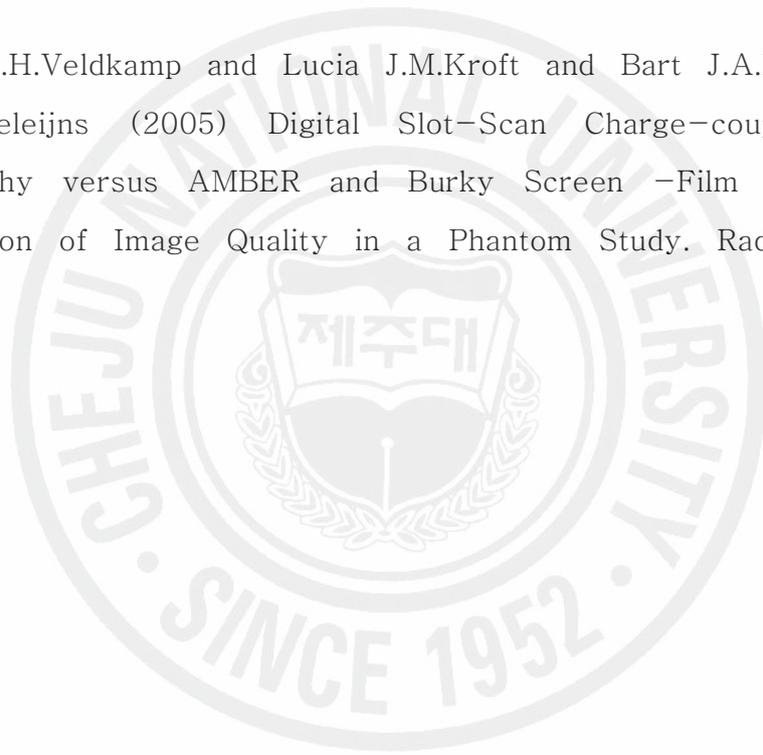
ICRP (1977). Recommendations of ICRP, ICRP publication, 26.

Klaus Bacher and Peter Smeets, Ludo Vereecken and An De Hauwere

and Philippe Duyck and Robert De Man and Koenraad Verstraete and Hubert Thierens. (2005). Image Quality and Radiation Dose on Digital Chest Imaging: Comparison of Amorphous Silicon and Amorphous Selenium Flat-Panel Systems, *AJR*, 187, 630-637.

David M. Hynes and John A. Rowlands and Karl R. Krametz and William K.Wong Pack. (1985). Videofluorography and Pulsed Fluoroscopy Using a  $512 \times 512$ -Pixel Digital Image System. *Radiology*, 155, 519-523.

Wouter J.H.Veldkamp and Lucia J.M.Kroft and Bart J.A.Mertens and Jacob Geleijns (2005) Digital Slot-Scan Charge-coupled Device Radiography versus AMBER and Burky Screen -Film Radiography: Comparison of Image Quality in a Phantom Study. *Radiology*, 235, 857-861.



## 감사의 글

힘든 일상 속에서도 이렇게 이 자리에 있게 해주신 사랑하는 나의 가족에게 이 논문을 바칩니다. 지난 시간을 돌이켜보면 매우 많은 일들이 눈앞을 스쳐갑니다. 직장과 공부를 병행하면서 몸은 많이 힘들었지만 저에게는 아주 의미 있는 시간이었습니다. 대학원 과정 동안 딸 예림과 아들 승건에게 疏遠했지만 큰 문제없이 건강하게 잘 지내줘서 얼마나 고마운지 모릅니다. 영원한 반려자인 태경! 본인의 직장 and 학원을 다니느라 몸이 힘들면서도 직장 and 가정을 화목하게 꾸려주는데 반해 저는 도움을 주지 못해 미안한 마음만 듭니다. 이 순간은 당신이 있어서 가능했습니다. 가족의 소중함과 고마움을 느낄 수 있는 시간이었습니다. 또한 항상 같이 있어줘서 저에게는 큰 힘이 되었습니다. 다시 한 번 가족에게 감사를 드립니다.

바쁘신 연구 중에도 논문의 처음부터 끝까지 작은 하나까지도 세심하게 지도 해주시고 학문의 깊이를 일깨워 주신 최민주 교수님께 진심으로 감사를 드립니다. 교수님의 가르침은 평생 제 학문의 밑거름으로 간직하겠습니다. 본 논문의 미비한 점들을 자세히 지적해주시고 격려해주시며 바쁘신 가운데도 저의 논문을 심사해주신 박전홍 교수님과 최국명 교수님께 감사를 드립니다. 대학원 과정에서 언제나 도움을 주셨던 이광만 교수님과 김경연 교수님, 팽동국 교수님에게 깊은 감사한 마음을 전합니다. 대학원 과정 동안 함께하면서 여러모로 도와준 북태훈 조교, 박경규 선생님, 문일남 선생님, 김진아 선생님, 강대규 선생님, 강관석 선생님, 남권호 선생님, 문상돈 선생님, 홍인실 선생님, 양정아 선생님, S.R. Anjaneya Reddy Guntur, Ying Li에게도 감사의 마음을 전합니다. 앞으로 모두 좋은 결과 있으시길 바랍니다.

과정을 무사히 마칠 수 있게 도와 주셨던 제주대학교병원 영상 의학과 김봉수 교수님, 박지강 교수님, 김승형 교수님, 부성홍 선생님, 고영철 선생님, 김희삼 선생님, 현창길 선생님, 허동진 선생님, 강철호 선생님, 오장식 선생님, 김성태

선생님, 정광희 선생님, 정우식 선생님, 김기만 선생님, 김봉찬 선생님, 이성훈  
선생님, 김성철 선생님, 박병주 선생님, 박영아 선생님, 김미옥 선생님, 백선희  
선생님께도 깊은 감사의 마음을 전합니다. 마지막으로 연구에 많은 도움을 주셨  
던 제주 한라 대학의 이경성 교수님, 한국 원자력 안전 기술원의 이재성 박사님  
께도 깊은 감사를 드립니다.

