

# 선형화 모델링을 이용한 디지털 X-선 검출기 반응 특성의 보정

박현선<sup>○</sup>, 장석환, 허영\*, 김희율

한양대학교 전자통신전파공학과

\* 한국전기연구소

## Correction of the Characteristic of Response of X-ray Detector Using Linear Modeling.

Hyun-Sun Park<sup>○</sup>, Seok-Hwan Jang, Young Huh\*, Whoi-Yul Kim.

Division of Electrical and Computer Engineering, Hanyang University

\* Korea Electrotechnology Research Institute

hspark@vision.hanyang.ac.kr

### 요약

본 논문에서는 검출기의 반응 특성을 선형화 모델링하여 정규화 할 수 있는 방법을 제안한다.

디지털 의료영상 시스템에서 X-선을 검출하는 검출기의 반응 특성이 모든 검출기마다 다르기 때문에 이 특성을 쉽고 빠르게 정규화 하는 방법이 필요하다.

본 논문에서는 균일한 피사체에 X-선 조사량의 비율을 다르게 하여 두 번 찍은 영상으로 검출기의 반응 특성을 정규화 한다.

실험 결과 일정한 두께의 납 평판에 조사량을 달리하여 촬영한 두 개의 결과 영상을 가지고 검출기의 반응 특성을 보정하면 매우 안정된 결과 영상을 얻을 수 있다.

### 1. 서론

최근 들어 컴퓨터 기술과 통신기술의 발전으로 의료분야에서 의료 영상을 저장, 관리, 전송하기 위해서 PACS(Picture Archiving & Communication System)가 빠르게 보급되고 있다.

PACS는 디지털 형태로 의료 영상을 저장, 관리, 전송하기 때문에 필름을 사용한 기존의 아날로그 형태의 의료 영상들이 빠르게 디지털화 되고 있다.

디지털 의료 영상은 아날로그 형태의 의료 영상에서는 불가능 했던 다양한 영상처리 기법을 적용할 수 있어 환자의 진단에 매우 유용하다[1].

기존의 아날로그 형태의 의료 영상을 디지털화하는

대표적인 방법은 필름 스캐너를 이용하는 방법과 IP(Imaging Plate)를 이용하는 방법이 있다. 이러한 방법들은 모두 필름을 현상하고 스캔하는 과정이 필요하기 때문에 최근 들어 DDR(Direct Digital Radiography)에 대한 관심이 높아지고 있다[2].

병원에서 DDR 장비는 주로 일반촬영에 이용되고 있는데 일반촬영의 특성상 17"×17"의 넓이 이상의 X-선 검출기를 장착하여야 한다. 그러나 세계에서 17"×17"반도체를 생산할 수 있는 라인은 없다. 그렇기 때문에 대부분의 X-선 검출기는 8"×8" 크기 이하의 검출기를 여러 장 붙여서 X-선 검출기를 만든다[3].

실제로 본 논문에서 제안한 방법을 사용하여 영상을 보정하게 될 시스템에는 Trixell사의 Pixium 4600 검출기가 사용되고 있는데, 17"×17"크기의 검출기 크기를 확보하기 위하여 독립된 4 개의 검출기를 부착하여 사용하고 있다. 이럴 경우 검출기 성능의 보정 없이 X-선 촬영을 할 경우 획득된 영상에서 영상 불연속 점이 생겨 계단현상이 나타난다.

이러한 문제를 해결하기 위하여 본 논문에서는 선형화 모델링을 통한 검출기의 반응 특성의 보정 방법을 제안한다.

본 논문은 2 장의 검출기의 모델링과 보정 과정, 3 장의 실험결과, 4 장의 결론으로 구성되어 있다.

### 2. 검출기의 모델링과 보정 과정

현재까지 세계적으로 통용되고 있는 X-선 검출기는 X-선 튜브에서 출력되는 X-선에 대하여 그 출력 값이

선형적인 특성을 나타내고 있는 것으로 알려져 있다[4]. 본 연구의 대상이 되고 있는 Trixell 사의 X-선 검출기 또한 X-선에 반응하는 특성이 선형적이다. 즉, 검출기의 게인과 오프셋을 각각  $a, b$  라고 하면 검출기의 특성을  $ax + b = y$  로 나타낼 수 있다. 여기서  $x$  는 피사체를 통과한 X-선의 양을,  $y$  는 검출된 디지털 영상 값을 나타낸다.

(그림 1)은 X-선이 일정한 두께의 피사체를 X-선 발생장치와 검출기 사이에 두어 검출기에 원하는 양의 X-선을 조사하는 과정을 보여준다.

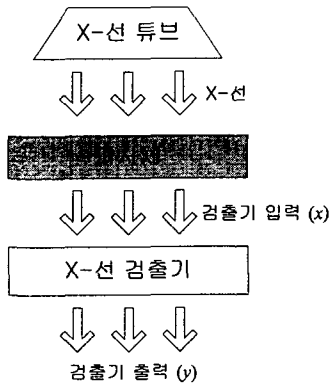


그림 1. 기본적인 X-선 촬영 모델

검출기 특성의 보정을 위한 순서를 다음에 보여주고 있다. 제안한 방법은 단순히 X-선의 조사량에 변화를 주어서 획득한 두 개의 영상을 가지고 보정 계수를 구한다. 우선 검출기의 특성을 정규화 하기 위해서 일정한 두께의 납 평판에 X-선을 투과 시켜 영상을 획득한다.

- A. 특정 조사량  $x_1$  에 대하여 검출기의 반응을  $y_1$  이라고 하자.

$$ax_1 + b = y_1 \quad (1)$$

추후에  $y_1$  을 원하는 결과 값  $y_0$  로 보정하고자 한다.

- B. 처음의 조사량에 비율  $c$  만큼 변화를 가해서 다른 영상을 얻는다. 그 때의 조사량은  $cx_1$  이 될 것이며,  $cx_1$  의 조사량을 조사했을 때 검출기의 반응을  $y_2$  라고 하자.

$$acx_1 + b = y_2 \quad (2)$$

이 때,  $c$  는 X-선 튜브에 입력되는 전류량의 조정으로 얻을 수 있고, 이 값은 측정 가능하다고 가정한다.

(1), (2)식에서 알고 있는 변수는  $y_1, y_2, c$  뿐이고 미지수는  $a, b, x_1$  이다. 검출기의 특성을 보정 하기 위해서는  $a, b, x_1$  이 필요하지만 (1), (2)식 두 개만으로는 미지수 세 개를 알아 낼 수 없다.

그러나  $ax_1$  을 하나의 변수로 생각하면  $ax_1$  과  $b$  를 알아낼 수 있다. 이 두 개를 보정 변수로 삼아서 검출기

의 특성을 보정할 수 있다.

(1), (2)식에서  $ax_1$  와  $b$  를 구하면 다음과 같다.

$$ax_1 = \frac{y_2 - y_1}{c - 1} \quad (3)$$

$$b = \frac{cy_1 - y_2}{c - 1} \quad (4)$$

한편, 검출기의 특성식  $ax + b = y$  에서  $x = (y - b) / a$  가 된다. 여기서 조사량  $x$  가  $x_1$  일 때 출력을  $y_0$  로 보정하기 위해서는  $x$  에  $y_0 / x_1$  를 곱해주면 된다.

보정된 출력  $y_c$  는

$$y_c = x \frac{y_0}{x_1} = \frac{y - b}{a} \frac{y_0}{x_1} \quad (5)$$

(5)번 식에 (3), (4)를 대입하면 최종적인  $y_c$  를 얻을 수 있다.

$$y_c = y_0 \frac{c - 1}{y_2 - y_1} \left( y - \frac{cy_1 - y_2}{c - 1} \right) \quad (6)$$

(6)번 식은 검출기에서 검출된 영상 값  $y$  를 보정해준다. 즉 어떤 검출기에서라도 동일한 입력 값  $x$  에 대해서  $y$  대신 동일한 출력 값  $y_c$  를 출력해 준다.

### 3. 실험 및 결과

다음은 시뮬레이션한 실험 결과이다.

(그림 2)는 실제 검출기와 같은 환경을 만들어 주기 위해서 크기가 작은 서브 검출기 4 개를 부착한 다음 X-선을 일정한 두께의 납 평판에 조사하여 획득한 영상으로 검출기를 보정하는 과정을 나타낸다. 그림 2의 (a)는 처음 X-선을 조사하여 얻은 영상이다. 보는 바와 같이 서브 검출기가 인접한 부분에서 영상 값의 불연속점으로 인하여 계단 현상이 일어난다. (그림 2)의 (b)는 X-선의 조사량을 변화시켜 획득한 영상이다. (그림 2)의 (c)는 영상 (a)와 영상 (b)를 가지고 본 논문에서 제안한 방법으로 보정 계수를 구해서 영상(a)를 보정한 결과 영상이다. 보는 바와 같이 처음 보정하고자 한 값으로 결과 영상 값이 일정하게 보정이 이루어졌음을 알 수 있다.



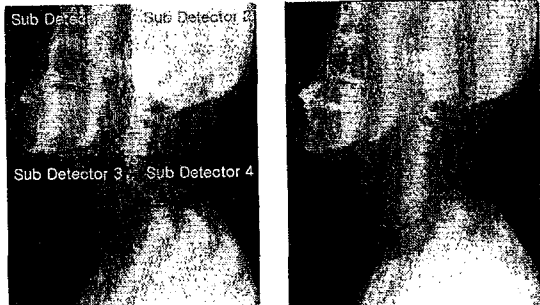
(a) 처음 획득한 영상 (b) 조사량에 변화를 가한 후 획득한 영상 (c) 보정된 영상

그림 2. 검출기 반응 특성의 보정 과정

(그림 3), (그림 4), (그림 5)는 각각 게인과 오프셋이 완전히 다른 조건 하에서 계산된 보정 계수를 이용하여

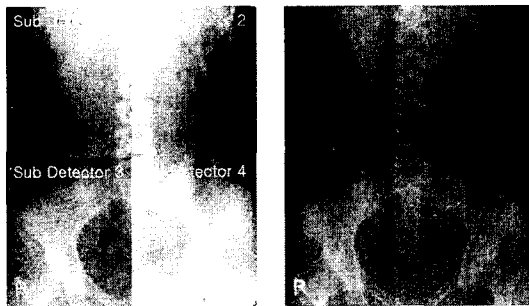
실제 영상을 보정한 결과이다.

각 영상은 디지털 의료 영상에서 쓰이고 있는 14 비트 그레이 레벨을 가지고 있는 영상이다.



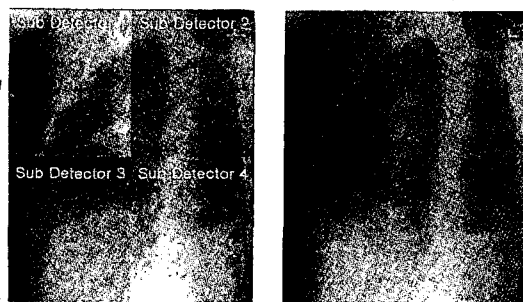
(a) 보정 전 영상 (b) 보정 후 영상

그림 3. 영상 보정의 예 1.



(a) 보정 전 영상 (b) 보정 후 영상

그림 4. 영상 보정의 예 2.



(a) 보정 전 영상 (b) 보정 후 영상

그림 5. 영상 보정의 예 3.

(표 1), (표 2), (표 3)는 각각 (그림 3), (그림 4), (그림 5)에 사용된 계수를 보여주고 있다.

오프셋의 경우 표에서 보는 바와 같이 정확한 보정이 이루어지고 있음을 알 수 있다.

계산된 오프셋에서 약간의 오차가 있는 이유는 디지털 영상이 정수형으로 저장되기 때문에 컴퓨터 코딩시

생기는 오차이다.

표 1. (그림 2)에 사용된 계수

	Sub Detector1	Sub Detector2	Sub Detector3	Sub Detector4
할당된 계인(a)	0.79	1.17	0.82	0.88
할당된 오프셋(b)	1953	771	3332	586
조사량의 비율(c)	1.12			
계산된 b	1953.33	771.18	3331.87	586.00
계산된 $ax_1$	6278.51	957281	6806.94	7106.46

표 2. (그림 3)에 사용된 계수

	Sub Detector1	Sub Detector2	Sub Detector3	Sub Detector4
할당된 계인(a)	1.23	1.22	1.04	1.22
할당된 오프셋(b)	696	1834	591	1513
조사량의 비율(c)	1.17			
계산된 b	696.19	1833.96	591.10	1512.98
계산된 $ax_1$	10195.81	9933.18	8658.15	9921.89

표 3. (그림 4)에 사용된 계수

	Sub Detector1	Sub Detector2	Sub Detector3	Sub Detector4
할당된 계인(a)	1.19	0.78	0.91	0.99
할당된 오프셋(b)	2915	2147	1050	1351
조사량의 비율(c)	1.05			
계산된 b	2915.00	2147.03	1050.11	1351.09
계산된 $ax_1$	9579.28	688616	1311.12	7802.48

#### 4. 결론

본 논문에서는 X-선 검출기의 선형적인 반응 특성을 이용하여 조사량이 다른 X-선을 투과시켜 얻은 영상으로 보정 계수를 구한 다음 본 논문에서 유도한 식 (6)의 보정식에 대입하여 검출기의 반응 특성을 보정하였다. 이 방법은 결과의 우수성과 구현의 간편성이라는 장점을 가지고 있다.

보정된 결과 영상의 타당성 검토는 의료영상의 특성상 의사의 소견으로 이루어진다. 충분히 많은 보정된 영상에 대해서 의사의 오진이 없을 경우 제안한 방법이 타당하다고 할 수 있다.

본 논문에서는 실험 환경의 미비로 보정된 결과에 대한 타당성 검토는 하지 못했다. 실제 검출기와 흡사한 환경 하에서 시뮬레이션된 결과와 실제 검출기 사이에

는 노이즈의 영향과 기타 외부 요인에 의해 다를 수 있다. 그러나 검출기의 반응 특성이 선형성만 보장된다면 본 논문에서 제안한 방법은 매우 유용한 방법이 될 것이다.

향후 본 논문에서 제안한 보정 방법을 사용하여 실제 X-선 검출기의 특성을 보정하는 실험이 진행되어야 할 것이다. 그리고 보다 정확한 보정을 위해서는 픽셀 단위의 실험도 행해져야 할 것이다.

## 참고문헌

- [1] 이상학, 전용희, “의학 영상 저장 전송 시스템에 대한 연구: 요구사항 및 사례연구를 중심으로,” 대구효성가톨릭대학교 연구논문집, 제 57 집, 1998.
- [2] Xinhua Cao, H.K. Huang, “Current status and future advances of digital radiography and PACS,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 19, no. 5, p.80-88, Sept.-Oct. 2000.
- [3] M.J. Powell, J.R. Hughes, N.C. Bird, C. Glasse, T.R. King, “Seamless tiling of amorphous silicon photodiode-TFT arrays for very large Detector X-ray image sensors,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 17, no. 6, p. 1080-1083, 1998.
- [4] L.E. Antonuk, J.H. Siewerdsen, J. Yorkston, W. Huang, “Radiation response of amorphous silicon imaging arrays at diagnostic energies,” *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 41, no. 4, p. 1500-1505, 1994.