

일반광원을 이용한 진단용 X선 모사 실험장치 개발을 위한 예비 연구

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실*, 가톨릭대학교 강남성모병원 치료방사선과[†]

정광호* · 서태석* · 이형구* · 최보영* · 윤세철[†]

본 연구는 일반광원을 이용한 진단용 X선 모의실험장치 개발의 타당성 검토를 위한 예비연구로서 소규모 실험장치를 제작하고 실제로 X선 투사 영상과 같은 영상을 획득할 수 있는지 여부를 확인하였다. 실험장치는 선원부, 로컬라이저, 검출기부분 등 크게 세부분으로 나뉘어졌다. 공간상에 직교좌표계를 설정하고 표적이 놓이는 위치를 원점으로 하였고, 선원에서 빛이 나오면 표적 투과 후 스크린에 영상이 형성되고 스크린 뒤편에서 디지털카메라로 영상기록 후 좌우 반전하였다. 선원으로부터의 거리에 따른 필드 크기의 변화, 핀홀 크기에 따른 음영의 발생과 밝기, 좌표를 통한 오차평가 결과 본 연구에서 개발된 실험장치로 X선 모사실험이 가능함을 확인할 수 있었다.

중심단어 : X선 모사실험장치, 일반광원, 투사영상

서 론

1895년에 뢰트겐에 의해 X선이 발견된 이후 X선 발생 장치는 진단 및 치료분야에서 가장 중요한 도구가 되어왔다. 현재도 X선을 이용한 환자의 진단방법이 계속 발전하고 있으며,¹⁾ 디지털 X선 촬영장치(Digital Radiography) 및 디지털 마모그래피 (Digital Mamography)와 같은 기술이 발전하고 있다. 이와 함께 영상의 질 개선¹⁻³⁾뿐만 아니라 2차원 투사영상의 3차원 재구성,⁴⁻⁶⁾ 로컬라이저를 이용한 위치확인⁷⁾ 등 X선 투사영상을 이용한 알고리즘의 개발은 지속적으로 이루어지고 있다. 알고리즘 개발 등을 위해서는 실제 환자 데이터보다는 팬텀 실험을 주로 하게 되는데 보다 정확한 결과를 얻기 위해서는 실제 X선 발생장치를 이용하는 것이 바람직하다. 그러나 이러한 실험을 위해서는 고가의 X선 발생장치를 구입하고 차폐된 실험실을 준비하거나 병원의 장비를 이용하여야 하지만 실제로 실험실 수준에서는 이러한 여건이 제대로 갖추어지지 않은 경우가 많으며 또한 병원의 장비는 임상적 사용이 주목적이므로 사용에 제약이 많다. 만약 이러한 팬텀

실험을 실험실 수준에서 할 수 있는 모사실험장치가 있다면 실험조건이 갖추어지지 못한 일반 연구실에서도 관련 연구를 수행할 수 있을 것이다. 하지만 그 모사실험장치의 선원이 꼭 X선일 필요는 없을 것이다.

선원 혹은 광원(light source)은 크게 자연광원과 인공광원으로 구분할 수 있으며 인공광원은 다시 열광원, 방전광원, 레이저, 방사광원 등으로 나뉠 수 있다. 이 중에서 X선은 방사광원에 해당하며 본 연구에서 사용하고자 하는 일반광원은 열광원(thermal light source)으로 이는 열복사를 이용한 것이다. 어떤 물체가 800K 이상의 온도가 되면 가시광선 영역의 빛을 내게 되는데 이것을 백열(white glow)이라고 한다. 백열등이 그 대표적인 예로 이것은 흑체의 특성을 이용한 것이다. 이러한 광원의 방출되는 빛은 넓은 연속 분광분포를 나타내며 온도가 증가하면 그 분포가 더욱 커지는데 가시광선을 포함한 적외선 및 자외선 영역까지를 포함한다. 그러나 일반광원은 가시광선영역의 빛이라고 볼 수 있다.⁸⁾

본 연구는 일반광원을 이용한 진단용 X선 모사실험장치 개발의 타당성 검토를 위한 예비연구로서 소규모 실험장치를 제작하고 실제로 X선을 모사할 수 있는지 여부를 확인하였으며 진단 목적이 아닌 영상처리 및 알고리즘 개발에 필요한 투사 영상을 획득하기 위한 실험장치 개발에 중점을 두었다. 이 실험장치는 일반 X선 장치뿐만 아니라 혈관조영촬영장치까지 모사할 수 있도록 하였으며 로컬라이저를 이용하여 정위적 위치확인(stereotactic localiza-

이 논문은 2002년 7월 2일 접수하여 2002년 9월 9일 채택됨.
본 연구는 보건복지부 선도기술·의료공학 기술개발사업(HMP-98-G-1-016) 연구비 지원에 의해 수행되었음.
통신저자: 서태석, 서울시 서초구 반포동 505
가톨릭대학교 성의교정 의공학교실
Tel : 02)590-2414, E-mail : suhsanta@catholic.ac.kr

tion)도 가능하도록 하였다.

연구 내용은 크게 두 가지로 나뉘어진다. 한 가지는 일반광원을 선원으로 이용하였을 경우의 특성 자체를 확인하기 위한 것이며 다른 한 가지는 본 연구에서 제작한 실험장치의 적용 한계성을 확인하기 위한 것이다.

X선과 가시광선은 에너지가 다르기 때문에 물리적 특성도 달라진다. 가장 큰 차이는 영상이 생성되는 원리와 물질의 투과성이다. X선의 경우에는 투과도 차이에 의해 명도차가 발생하지만 가시광선의 경우에는 투명도차이에 의해 명도차가 발생하며 물질의 투과는 불가능하다. X선이 투과된 후의 강도(intensity)에 의해 영상이 형성된다면 가시광선은 투과 그 자체에 의해 영상이 형성된다고 할 수 있다. 또한 X선의 경우에는 에너지에 따라 광전효과(PE), 컴턴 산란(CS), 쌍생성(PP) 등 물질과 반응을 많이 하며 산란선이 영상에 많은 영향을 미치게 되지만,⁹⁾ 가시광선의 경우에는 물질과의 반응에 의한 산란 대신 물체 표면에서 난반사되는 양이 많다. X선 대신 일반광원을 이용하게 되면 X선이 갖는 특성 자체를 모사할 수는 없지만 X선과 가시광선은 일반적인 빛의 성질인 직진성을 갖고 있으므로 가시광선의 직진성을 이용하여 X선의 기하학적 특성은 모사할 수 있다. 이러한 원리는 선형가속기에서 조사야의 크기와 모양을 확인하는 경우에서도 이용되고 있다.

연구의 진행을 위해서는 X선 투사영상과 일반광원을 이용하였을 경우의 투사영상을 비교하는 과정도 필요하겠지만 X선을 이용하여 얻은 투사영상과 일반광원을 이용하여 얻은 투사영상간에 궁극적 차이점은 없다고 볼 수 있다. 각각의 선원을 이용하여 획득한 영상에서의 대조도(contrast)와 음영(penumbra)의 크기는 달라질 수 있지만 그것은 X선 선원과 일반광원의 선원을 어떻게 만드느냐에 따라 달라지는 것이지 X선과 일반광원을 이용하기 때문에 발생하는 차이는 아닌 것이다. 그러므로 본 연구에서는 일반광원 자체의 특성을 중심으로 연구를 진행하였다.

방 법

1. 실험장치의 제작

일반광원을 이용하게 될 경우에는 영상의 형성을 위해서 그에 적합한 실험장치를 구성해야 하며, 표적도 투명

도 차이를 갖는 것으로 제작해야 한다. 본 연구에서 제작된 실험장치는 선원부분, 로컬라이저부분, 검출기부분 등 크게 세부분으로 되어 있다(Fig. 1). 공간상에 직교좌표계를 설정하고, 표적의 중심을 원점으로 설정하여 선원의 좌표값은 x축 상에서 음(-)의 값이 되고 스크린과 디지털 카메라는 양(+)의 값을 갖게 된다. 선원에서 빛이 나오면 표적 투과 후 스크린에 영상이 형성되고 스크린 뒤편에서 디지털카메라로 영상을 기록하고 좌우 반전시켰다. 좌우 반전시키는 이유는 스크린 뒤편에서 디지털 카메라로 기록하기 때문에 필름이나 영상증배장치(image intensifier) 등에서 형성되는 영상과 반대가 되기 때문이다.

선원은 가급적 그 크기를 줄여 점선원의 성질을 갖도록 해야 하며, 실험장치는 가급적 빛의 간섭을 줄여 빛이 산란되지 못하도록 해야 한다. 선원의 모사를 위해 광원으로는 100W 백열전구를 이용하였으며, 점선원을 모사하고 빛의 방사각이 90°가 되도록 cone형 콜리메이터를 두께 0.5 mm의 알루미늄판으로 제작하였다. 이는 조사야 크기(field size)를 결정해주기 위한 것이다(Fig. 2, 3). 선원

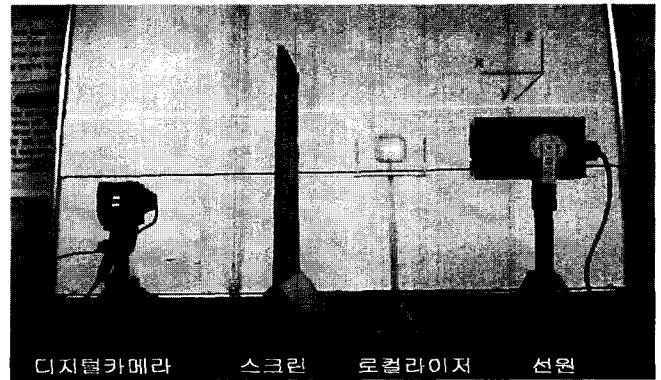


Fig. 1. Equipments setup and coordinates.

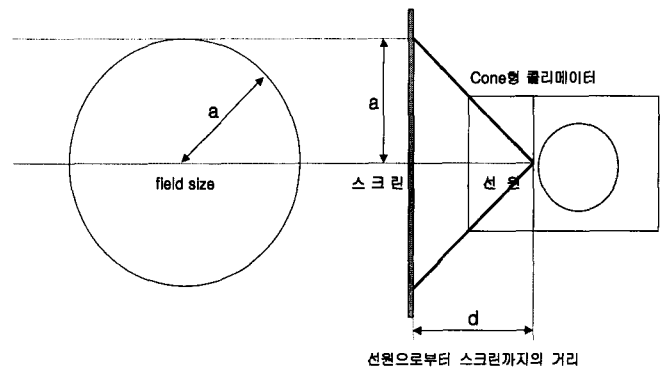


Fig. 2. scheme of light emitted radiately.

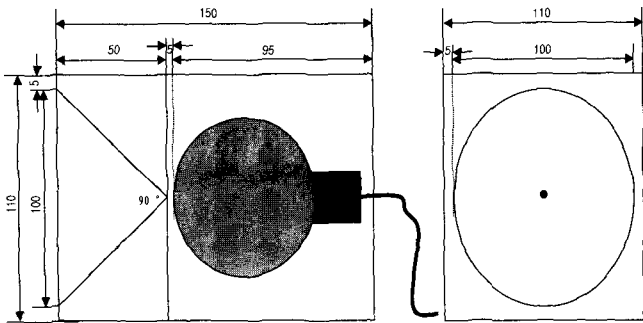


Fig. 3. Design of light emitter.

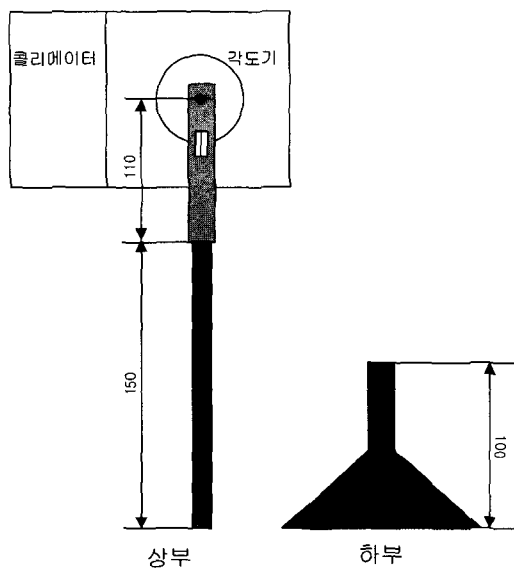


Fig. 4. Design of source equipment.

장치는 상하로 회전이 가능하며 각도기를 부착하여 회전 각도를 알 수 있도록 하였다. 상부와 하부는 분리되며 높이 조절이 가능하다(Fig. 4). 로컬라이저는 위치결정을 위해 사용되는 장치로서 내부에 표적이 위치하게 되며 정위적 혈관조영촬영용 로컬라이저를 모사하기 위해 마커를 부착하였다. 마커를 이용하게 되면 이미 알려진 위치결정 방법에 의하여 표적의 상대적인 위치를 알 수 있게 된다.⁷⁾ 이는 격자스크린이 아닌 일반스크린에서의 정위적 좌표를 이용한 실험을 하는데 이용할 수 있다(Fig. 5, 6).

스크린은 영상이 선명하게 형성되어야하므로 28 cm×40 cm의 반투명 트레이싱지를 이용하였다. 절대좌표값을 알 수 있도록 하기 위해 2mm 간격으로 격자를 표시하였고, 다시 1 cm, 5 cm 간격으로 굵게 표시하였다. 디지털 카메라는 최대해상도 2048×1536픽셀의 콤플렉스 990 모델

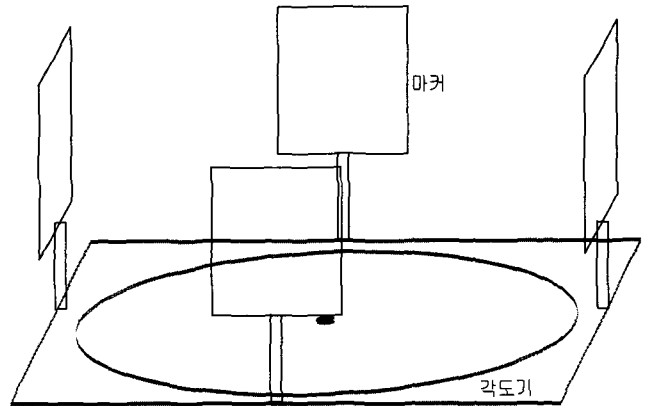


Fig. 5. Scheme of localizer head part.

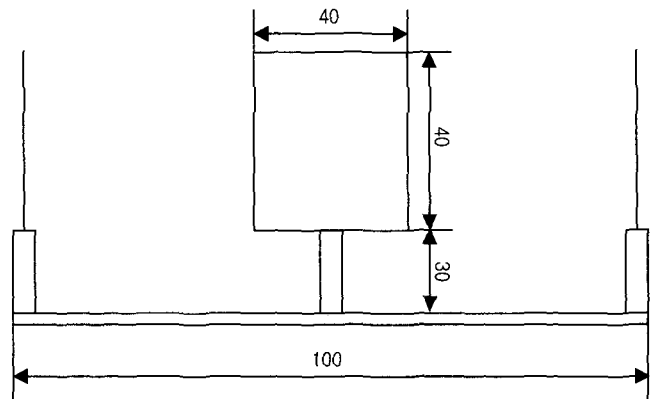


Fig. 6. Design of localizer head part.

(Nikon, Japan)을 이용하였다. 이 디지털 카메라는 근접 촬영이 가능하고 조리개값 2.8의 밝은 렌즈를 사용하므로 영상을 밝게 기록할 수 있으며 해상도가 높아 영상처리에 적합하다.

2. 선원 특성 확인

실험장치가 X선과 같이 직진성을 갖고 방사상으로 퍼져나가는지 확인하기 위하여 선원으로부터의 거리에 따른 필드크기의 변화를 측정하였고 그때의 선원의 강도(intensity)를 측정하였다. 이는 선원으로서의 일반광원의 강도의 한계를 확인하기 위한 것이다. 선원의 강도는 화소값의 평균값을 이용하여 상대적으로 평가하였다. 또한 편롤 지름에 따른 영상의 변화를 확인하여 최상의 영상을 얻기 위한 편롤의 크기와 선원으로부터의 거리 등 세팅 조건을 설정하였다.

3. 모의표적 촬영

본 실험장치는 절대좌표계를 이용할 수 있도록 제작되었다. 절대좌표계를 이용하는 이유는 로컬라이저를 이용하여 위치를 확인하는 경우 그것이 정확한지를 확인하기 위한 것이다. 이를 위하여 모의표적을 이용하여 촬영하였다. 모의표적으로는 투명한 표적과 불투명한 표적을 이용할 수 있다. 투명한 표적은 좌표확인을 위해 이용되며, 불투명한 표적은 투사영상을 얻기 위해 이용된다. 외곽선만 표시한 투명한 표적(사각기둥형, 사각뿔형)을 이용하여 투사영상을 획득한 후 영상에 나타난 각 점의 좌표를 이론적으로 계산된 좌표와 비교하여 오차를 평가하였다. k_1, k_2, k_3 를 각각 선원의 좌표, 표적 중심의 좌표, 스크린의 좌표라고 할 때 전방에서 투사하여 나타난 점(x', y', z')의 좌표는 3차원 공간에서의 직선과 평면의 교차로부터 유도된다(식 1). 이후 불투명한 역 T형 표적을 이용하여 전방(AP), 측방(LAT) 투사영상을 얻었다.

$$x' = k_2 - k_3 \quad \dots\dots (1-a)$$

$$y' = y \times \frac{k_1 - k_3}{x - k_2 + k_1} \quad \dots\dots (1-b)$$

$$z' = z \times \frac{k_1 - k_3}{x - k_2 + k_1} \quad \dots\dots (1-c)$$

결 과

1. 선원으로부터의 거리에 따른 필드크기의 변화

Fig. 7로 부터 본 연구에서 제작된 모사실험장치의 선

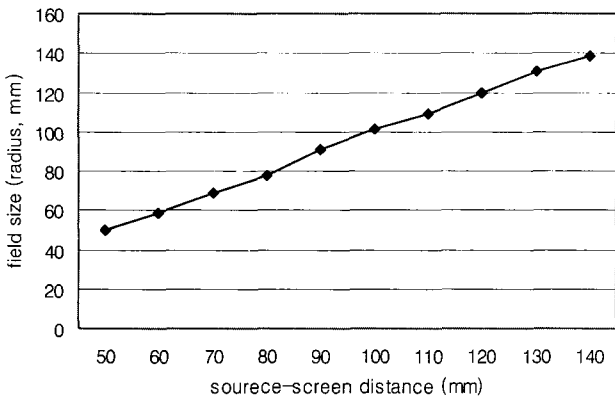


Fig. 7. Field sizes varying distance from source.

원으로부터의 거리에 따른 필드크기의 변화(a/d)는 거의 일정함을 알 수 있으며 직선회귀(linear least square)값은 0.990, 계산된 방사각은 89.4° 였다. 이는 계획한 방사각과 일치하며 방사상 직진성을 갖고 있음을 알 수 있다. 일반 광원을 이용한 실험장치에서의 영상확대인자(Magnification factor : Mf) 역시 X선 장치와 마찬가지로 다음의 식으로 구해질 수 있다.

$$M_f = \frac{SSD \text{ (source - screen distance)}}{STD \text{ (source - target distance)}} \dots(2)$$

일반적으로 선원으로부터의 거리가 증가함에 따라 강도는 역사승법칙(inverse square law)에 의해 거리의 제곱에 비례하여 감소하게 된다. 그러나 핀홀 크기를 1 mm로 하고 선원으로부터 스크린까지의 거리를 50 cm라고 했을 때 획득된 영상의 평균화소값이 131.1이었으나 그 거리가 100 cm가 되었을 경우에도 평균화소값은 112.8로 크게 감소하지 않았다. 이는 거리가 2배 증가하더라도 선원의 강도가 1/4로 감소하지 않음을 보여준다. 이것은 디지털카메라를 사용하였기 때문으로 보여지는데 디지털카메라는 광량이 줄어들면 조리개와 셔터스피드가 조절되어 영상을 밝게 획득하려 하기 때문이다. 그러므로 이 장치에서 적용 가능한 선원으로부터 스크린까지의 거리는 임상적으로 이용되는 거리인 1 m 내외의 거리에 대해서도 선원의 강도에 크게 좌우되지 않음을 확인할 수 있었다.

2. 핀홀 크기에 따른 영상의 질 확인

핀홀 크기에 따른 음영의 크기를 확인하기 위하여 0.5mm 두께의 선이 투사되었을 때의 영상을 획득한 후 128×128화소를 잘라내어 8비트 회색음영조(gray level)로 나타내고 그 화소값을 평가하였다(Fig. 8).

Fig. 9는 C 언어 프로그래밍과 MS Office Excel (Microsoft, USA) 프로그램을 이용하여 가로 128개의 화

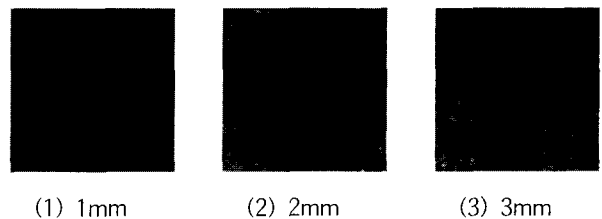


Fig. 8. Images varying pin hole diameter (128×128) (source : -30 cm, target : 0 cm, screen : 20 cm)

소를 각각 세로 128개의 화소의 평균값으로 나타낸 것이다. 핀홀 지름이 증가함에 따라 투사된 직선영상의 FWHM이 증가하고 화소의 전체 평균값이 증가하므로 음영이 증가하고 영상의 전체적인 밝기도 증가함을 알 수 있다. 128×128 영상에 대한 평균화소값은 각각 118, 132, 143이었으며, 표적이 없이 스크린만 있을 때의 화소평균값은 각각 133, 147, 160이었다. 8비트 회색음영조에서는 검은색부터 흰색까지의 화소값이 0부터 255까지 분포하므로 화소값이 증가할수록 영상은 그만큼 밝아진다고 할 수 있다.

화소의 크기는 다음과 같이 결정된다.

$$\text{화소의 크기} = \frac{\text{관심영역의 크기(ROI)}}{\text{화소의 수(matrix)}} \dots(3)$$

이 실험의 경우 화소 한 개의 크기는 0.054 mm였으며, 핀홀 지름이 1 mm, 2 mm, 3 mm일 때 투사된 직선의

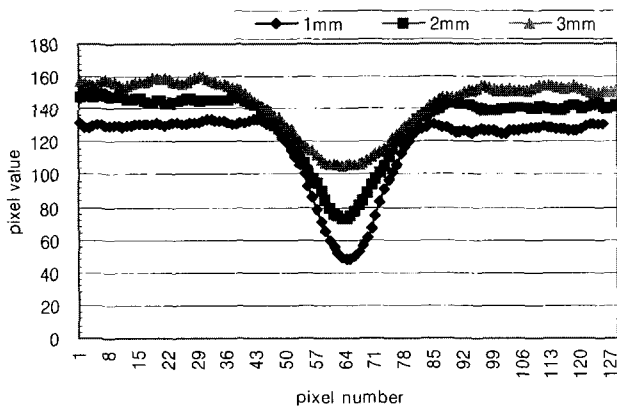


Fig. 9. Average pixel values varying pin hole diameter.

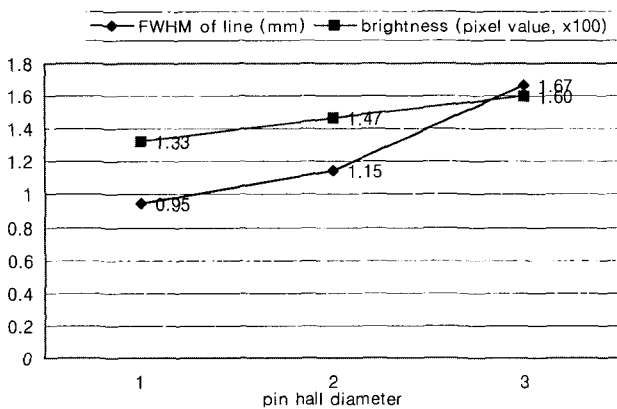


Fig. 10. Image magnification ratios varying pin hole diameter.

FWHM크기는 각각 17, 21, 31 화소 크기였으며, 이를 실제 크기로 환산한 값은 각각 0.95 mm, 1.15 mm, 1.67 mm였다. Fig. 10에서는 선원으로부터 스크린까지의 거리가 50 cm 일 때 핀홀의 지름이 증가함에 따라 영상의 밝기는 거의 일정하게 증가한 반면 FWHM은 더 크게 증가하는 양상을 보임을 알 수 있다. 이로부터 핀홀의 지름을 결정하는 중요한 요인은 영상의 밝기보다는 음영의 크기라고 할 수 있다.

3. AP, LAT 영상의 획득

Fig. 11은 불투명한 역 T자형의 모의표적에 대하여 획득된 영상이다. 이 영상은 정위적 위치확인을 위한 마커(정사각형으로 된 부분)를 포함하고 있으며, 투사된 영상의 위치 확인을 위하여 격자 스크린을 이용하였다.

4. 좌표확인을 통한 오차평가

선성분만을 가진 사각기둥과 사각뿔 형태 표적의 좌표를 이용한 AP 영상에서의 오차평가 결과는 다음과 같다. 두 점간 거리의 오차를 평가하기 위해 식 $\Delta d = \sqrt{\Delta y^2 + \Delta z^2}$ 을 이용하여 계산한 결과는 각각 1.6 ± 0.7 mm과 1.9 ± 0.8 mm였다.

고찰 및 결론

투사영상 획득만을 위해 이러한 모사장치가 필요한가라는 의문을 가질 수 있다. 단순한 모델일 경우에는 수학적(기하학적) 원리를 이용하여 컴퓨터 프로그래밍만으로도 투사영상을 만들 수도 있었지만 보다 의학적 영상에 근접한 영상을 구하기 위해서는 본 연구에서 개발된 장치를

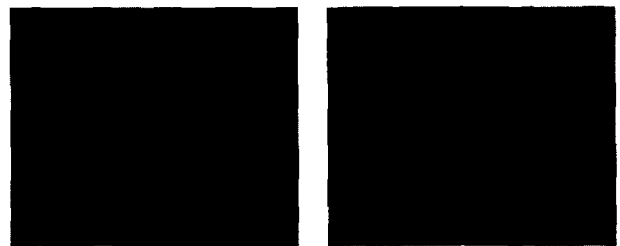


Fig. 11. AP (left) and LAT (right) projection images of overturned opaque T-shape target (source: -70 cm, target 0 cm, screen 30 cm)

Table 1. AP projected coordinates of a square pillar (cm)

| 예측값 | | 측정값 | | 오 차 | |
|------|------|------|------|------------|------------|
| y | z | y | z | Δy | Δz |
| -2.4 | -4.0 | -2.1 | -4.0 | -0.3 | 0.0 |
| 2.4 | -4.0 | 2.3 | -3.9 | 0.1 | -0.1 |
| -2.6 | -4.4 | -2.5 | -4.4 | -0.1 | 0.0 |
| 2.6 | -4.4 | 2.7 | -4.4 | -0.1 | 0.0 |
| -2.4 | 4.0 | -2.3 | 3.8 | -0.1 | 0.2 |
| 2.4 | 4.0 | 2.3 | 3.9 | 0.1 | 0.1 |
| -2.6 | 4.4 | -2.7 | 4.2 | 0.1 | 0.2 |
| 2.6 | 4.4 | 2.5 | 4.3 | 0.1 | 0.1 |

Table 2. AP projected coordinates of a quadrangular pyramid (cm)

| 예측값 | | 측정값 | | 오 차 | |
|------|------|------|------|------------|------------|
| y | z | y | z | Δy | Δz |
| 0 | 4.2 | 0.1 | 4.1 | -0.1 | 0.1 |
| -2.4 | -4.0 | -2.1 | -3.9 | -0.3 | -0.1 |
| 2.4 | -4.0 | 2.5 | -3.9 | -0.1 | -0.1 |
| -2.6 | -4.4 | -2.5 | -4.4 | -0.1 | 0.0 |
| 2.6 | -4.4 | 2.9 | -4.3 | -0.3 | -0.1 |

이용하는 것이 더 유용할 것으로 보인다.

본 연구에서 개발하고자 한 장비는 일반 X선 촬영장치 뿐만 아니라 혈관조영촬영으로 얻어지는 영상까지도 모사할 수 있도록 한 것이다. 이를 위해서는 팬텀의 제작이 중요한데 일반 X선 촬영장치 모사용 팬텀의 경우 투명한 재질과 불투명한 재질을 이용하여 제작할 수 있을 것이고 혈관조영촬영장치 모사용 팬텀의 경우에는 가는 철사 등을 이용하여 혈관을 모사하여 제작할 수 있을 것이다. 이외에도 디지털 영상처리를 위해 이용되는 영상을 만들어 내고자 할 경우에도 본 연구에서의 실험장치를 이용할 수 있을 것으로 생각된다. 또한 영상이 나타나는 스크린은 격자가 있는 것과 없는 것을 선택적으로 이용할 수 있으며 격자가 있는 스크린을 이용할 경우 절대좌표가 표시되어 있으며 이 위에 영상이 나타나기 때문에 위치확인이 필요한 경우에 이용할 수 있을 것이다.

연구 결과 일반광원을 이용하더라도 투사 영상의 획득이라는 점에서 무리가 없으며 그 투사 영상은 X선 영상의 기하학적 특성과 큰 차이가 없다고 할 수 있다. 일반광원을 이용한 모사실험장치는 투사영상을 획득하고 그 정보를 이용하려는 목적에는 유용할 것이다.

핀홀 크기가 증가하면 전체 영상의 밝기가 증가하는 것에 비하여 음영이 더 크게 증가하므로 핀홀의 크기는 작게 유지하여야 한다. 영상의 밝기와 음영의 영향을 고려하여 여러 조건에서 영상을 획득한 결과 핀홀의 지름은 1.5 mm로 하고 선원과 표적의 거리는 최소 50 cm 이상으로 할 경우 좋은 영상을 얻을 수 있었다. 그러나 X선을 이용할 때와의 차이를 알기 위해선 차후 같은 모양의 표적에 대해서 X선을 이용하여 얻어진 영상과 본 연구에서 제작된 실험장치에서 얻어진 영상을 비교할 필요가 있다. 본 연구는 예비연구이므로 차후 보다 정밀한 비교검증이 이루어져야 할 것이다.

본 연구 결과를 바탕으로 일반광원을 이용한 선원장치를 제작하게 된다면 빛이 좀 더 강하고 고르게 확산될 수 있도록 해야 할 것이다. 빛이 고르게 퍼지게 하는 방식은 집광식과 산광식으로 나눌 수 있는데 집광식은 두 개의 볼록렌즈로 구성된 콘덴서(condenser)를 이용하는 것이며 산광식은 산광 유리판을 이용하는 것이다. 선원장치의 목적으로 볼 때 집광식이 좀 더 유리할 것으로 보이는데 이는 집광식 장치에서 나오는 빛의 강도가 더 강하고 그로 인하여 콘트라스트가 더 분명해지기 때문이다. 이러한 방식은 사진 인화용 확대기에서 많이 이용되는 방식이다. 또한 핀홀의 크기를 가변적으로 조절할 수 있도록 조리개(aperture)를 장착하면 선원의 크기를 조절할 수 있을 것이다.

검출부에서 디지털카메라를 이용하게 되면 핀 쿠션(pin cushion) 왜곡이 발생하게 된다. 이러한 것은 평면 광검출기(plate photo detector) 등을 이용하면 해결 가능하지만 기술적인 어려움이 있으며, 왜곡으로 인한 정밀도의 저하가 전체 장치의 오차범위 이내이므로 디지털 카메라를 이용하는 것이 유용하다고 할 수 있다. 최종적으로 영상이 획득되는 것이 디지털카메라를 통해서이므로 획득된 영상의 해상도는 디지털카메라의 해상도와 직접적으로 관련이 있다고 할 수 있다. 만약 보다 고해상도가 필요할 경우에는 그 용도에 적합한 화소수를 갖는 디지털카메라를 이용하면 가능할 것으로 보인다.

앞으로 정밀도문제나 빛의 산란문제, 디지털카메라를 이용함으로써 발생하는 왜곡문제 등이 개선되면 보다 정밀모사가 가능하고 화질도 개선될 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. Wolbarst AB: *Physics of Radiology*. Prentice-Hall International, Inc., 1993
2. Bednarek DR, Rudin S: Computer-aided bootstrap generation of characteristic curve for radiographic imaging system. *Med. Phys.* 8: 515-520 (2001)
3. Hujita H, Tasi DY, Itoh T, Doi K, Morishita J, Ueda K, Ohtsuka A: A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography. *IEEE Tran. Med. Imag.*, 11:34-39 (1992)
4. Close R, Morioka C, Whitning JS: Automatic correction of biplane projection imaging geometry. *Med. Phys.*, 23:133-139 (1996)
5. Pellot C, Harment A, Sigelle M, Horain P, Peronneau P: Segmentation, modelling, and reconstruction of arterial bifurcations in digital angiography. *Med. & Biol. Eng. & Comp.* 30:576-583 (1992)
6. Yeung D, Chen N, Ferguson RDG, Lee LI, Kun LE: Three-dimensional reconstruction of arteriovenous malformations from multiple stereotactic angiograms. *Med. Phys.* 23:1797- 1804 (1996)
7. Siddon RL, Barth WH: Stereotactic localization of intracranial targets. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 13:1241-1246 (1987)
8. 서울대학교 광학연구회: 현대광학. 교문사, 2001, pp. 280-295
9. Cunningham JR et al.: *The Physics of Radiology*. 2nd edition. Charles C Thomas Publisher, 1983, pp. 557-597

A Preliminary Study for the Development of Diagnostic X-ray Simulator using Visible Light Source

Kwang Ho Cheong*, Tae Suk Suh*, Hyoung Koo Lee*
Bo Young Choi* and Sei Chul Yoon[†]

^{*}*Department of Medical Engineering, Catholic University, Seoul, Korea*

[†]*Department of Radiation Oncology, Kangnam St. Mary's Hospital, Seoul, Korea*

The purpose of this study is to verify the usefulness of X-ray simulator which uses a visible light source for further study. We developed a small experimental equipment which is composed of three main components - source, localizer and detector. Cartesian coordinate was set in 3D space, and the position of target was assumed the origin of the coordinate. The light from the source passes directly through the target, and projection image is formed on the screen, which can be taken with the digital camera. Since projection images were acquired behind the screen, they were flipped over right and left. By examining the characters of visual light source and equipments, it could be concluded that developed system was useful for experimental purpose.

Keywords : X-ray simulator, Visible light source, Projection