

## Ghosting Artifacts in Digital Radiography

Wonhee Jung, Kwonsu Chon

*Department of Radiological Science, Catholic University of Daegu*

### 디지털 방사선영상에서 고스팅 아티팩트

정원희, 천권수

대구가톨릭대학교 방사선학과

#### Abstract

Because of using computer system in the field of medical radiology, many artifacts which can not be seen in film/screen system are being created, especially ghosting artifacts. This artifacts could be yielded by taking advantage of a flat panel Thin-Film Transistor array detector. Ghosting artifacts can be rarely seen in clinical practice when an image that has a high-contrast object within a region of high exposure is quickly followed by another image that puts the high-contrast ghosting image in an area of lower radiation exposure. In this experiment, the ghosting artifacts were minimized for approximately 3 minutes with the unaided eye and almost disappeared for 6 minutes quantitatively between exposures. Moreover, the artifacts were influenced by more tube voltage than current and those depended not upon the number of readout cycles, but upon time.

Key words : Digital Radiography, Artifacts, Ghosting Artifacts

#### 요 약

방사선 임상 관련 분야에서 컴퓨터의 사용으로 인해 카세트 사용에서는 볼 수 없는 아티팩트가 만들어지고 있다. 고스팅 아티팩트는 평판형 박막 트랜지스터(Flat Panel Thin-Film Transistor) 배열 검출기를 사용할 때 발생할 수 있다. 특히 고선량의 방사선을 고대조도의 물질에 노출시킨 영상을 획득한 후, 바로 저선량의 조사가 이루어진 영상이 획득될 때 고스팅 아티팩트가 발생할 수 있다. 본 실험에서 고스팅 아티팩트가 육안 관찰시 3분에서 사라지는 것을 확인할 수 있었으며 정량적 분석으로는 대략 6분에서 없어지는 것을 확인할 수 있었다. 또한 이 아티팩트는 관전류보다는 관전압의 영향을 더 받는다는 사실과 노출에 의한 포획전하의 방출이 아닌 시간에 의해 포획전하가 소멸된다는 사실을 실험을 통해 검증할 수 있었다.

중심단어 : 디지털 라디오그래피, 아티팩트, 고스팅 아티팩트

#### I. INTRODUCTION

기술과 컴퓨터의 발달로 의료방사선 영역은 필름/스크린(Film/screen) 방식에서 CR(Computed

Radiography)로 CR에서 다시 DR(Digital Radiography)로 발전이 이어지고 있다. 이로 인하여 일반촬영 영역에서의 업무 효율성 증가, 환자선량 감소, 넓은 동적영역(Dynamic Range)으로 인한 재촬영 감소 등 많은 이점

을 가져왔다<sup>[1]</sup>. 또한 카세트를 사용하지 않음으로 이에 따른 아티팩트를 감소시켰으나 컴퓨터의 사용에 따른 기계적 결함이나 시스템적인 오류의 발생으로 필름/스크린 방식에서는 찾아볼 수 없는 아티팩트가 발견되어 오고 있다. 특히, 평판형 박막 트랜지스터 배열(Thin-Film Transistor Array)을 가진 DR장비에서는 높은 대조도의 물질에 고선량이 조사된 후, 바로 저선량의 영상이 획득될 때 고스팅 아티팩트가 발견된다<sup>[2],[3]</sup>. 간접 변환 방식의 검출기의 원리는 형광층에 조사된 방사선이 빛으로 바뀌고, 이 빛은 포토다이오드층에서 다시 전하로 바뀐다. 그리고 이 전하는 TFT를 거쳐 영상이 된다<sup>[4]-[9]</sup>. 이러한 과정에서 이전 영상에서 과잉 노출 또는 고선량으로 인해 TFT에서 축적된 포획 전하가 천천히 방출되거나 내부적 오류로 인해 완전히 방출되지 않은 상황에서 다음 영상이 얻어지는 경우에 고스팅 아티팩트가 발생한다<sup>[9]-[11]</sup>. 즉, 이 전에 얻어진 영상이 검출기 내에서 잔류되어 다음 영상에 오버랩되어 나타나는 아티팩트를 말한다. CR이나 필름/스크린 방식에서의 고스팅 아티팩트는 보통 중복 촬영된 경우를 말하며 DR에서는 중복 촬영이 아니지만 포획 전하의 잔류에 의해 아티팩트가 발생하는 것이다. 본 연구에서는 현재까지 다루지 않은 DR의 고스팅 아티팩트를 알아보고 실험하여 환자피폭선량 감소에 도움을 주고자 한다.

## II. MATERIAL AND METHOD

### 1. 영상의 획득

현재 임상적으로 병원에서 사용하고 있는 DK Medical Systems의 엑스선 튜브 BL - 50A와 간접 변환 TFT 배열 검출기 AccuRay 1000R을 사용하였으며 그 외 기타재료에는 임상적으로 아티팩트를 만들 가능성이 있는 벨트, 휴대폰, 열쇠, 동전 등 높은 대조도 물질을 사용하여 영상을 획득했다. 고스팅 영상을 유도하기 위해 임상적으로 노출 조건이 많은 Pelvic Lateral을 기준으로 하였으며 실험 영상을 획득하기 위해 노출 조건이 적은 Hand AP를 기준으로 하였다. 식품의약품 안전처에서 전국적으로 조사한 일반방사선촬영의 평균 관전류와 관전압의 통계자료<sup>[12]</sup>를 기준으로 설정하

였으나 Pelvic Lateral 조건이 자료에 포함되지 않았다. 따라서 그 다음으로 노출 조건이 많은 Lumbar-spine (L-spine) Lateral을 기준으로 하여 86 kVp / 55.5 mAs를 고스팅 유도 영상 조건으로 정하였다. 하지만 장비 사양 상 55.5 mAs가 없으므로 다음 조건인 63 mAs를 기준으로 정하였다. 또한 Hand AP의 촬영 조건은 통계 자료에 포함되지 않아 현재 실험병원에서 사용되고 있는 조건인 50 kVp / 5 mAs를 그대로 적용하였다. 발생원과 검출기의 거리를 1000 mm로 하고 고스팅 아티팩트를 유도하기 위해 벨트, 휴대폰, 동전, 열쇠 등을 각각 하나씩을 사용하여 L-spine Lateral 조건을 조사 (Exposure)하였다. 그 후 실험 영상을 획득하기 위해 Hand AP 조건으로 피사체 없이 조사한 30초 간격의 영상을 차례로 획득하였다. 다음으로 관전류와 관전압이 고스팅 아티팩트에 미치는 영향을 확인하기 위해 벨트를 사용하여 50 kVp부터 90 kVp까지 10 kVp 단위로 증가시키고 각 kVp에서 관전류를 20 ~ 63 mAs까지 대략 10 mAs 단위로 변화시키면서 고스팅 아티팩트를 유도하였다. 마지막 실험은 포획전하가 조사 횟수가 아닌 시간에 의존한다는 사실을 검증하기 위해 벨트를 사용하여 90 kVp에 63 mAs의 조건으로 고스팅 아티팩트를 유도 촬영을 한 후 30초 간격과 3분 간격 그리고 6분 간격을 두고 방사선을 Hand AP 조건으로 노출시켰다.

### 2. 픽셀 민감도 값 산출

획득한 영상을 미국국립보건원에서 개발한 소프트웨어 프로그램인 ImageJ를 사용하여<sup>[13]</sup> 고스팅 아티팩트 발생 부분과 고스팅 아티팩트가 없는 부분의 ROI(Region Of Interest)를 각각 임의로 선정했다. 이것을 픽셀 값으로 변환시켜 엑셀을 사용하여 평균을 구했다. 다음 식

$$g_n = \frac{I_A}{I_B} \quad (1)$$

과 같이 계산할 수 있다. 여기서  $g_n$ 은 평균 픽셀 민감도이고 이것은 선량 함수와 같이 측정된다.  $I_A$ 는 고스팅 아티팩트가 발생한 부분의 평균 픽셀 값이고,  $I_B$ 는 고스팅 아티팩트가 없는 평균 픽셀 값이다<sup>[9]</sup>.

### Ⅲ. RESULT

촬영된 영상으로부터 산출된 평균 픽셀의 민감도 값( $g_n$ )이 1이 넘는 경우에 고스팅 아티팩트가 존재한다고 할 수 있다. 또한 소수점 세 자리 이하에서는 고스팅 아티팩트를 육안 관찰이 어렵기 때문에 이하 생략하였다.

#### 1. 피사체에 따른 고스팅 아티팩트 영상

고스팅 아티팩트 유도 피사체의 종류에 따라 픽셀 민감도 값이 조금씩 다르게 얻어졌으나 모든 경우에서 고스팅 아티팩트를 관찰할 수 있었다. 벨트에서 가장 높은 값을 얻을 수 있었으며 동전에서 가장 낮은 값을 얻을 수 있었다.

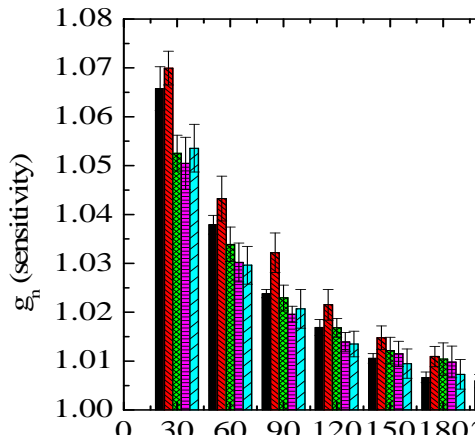


Fig. 1. Sensitivities of pixel for all objects.

Fig. 1과 같이 정량적 분석으로 약 6분에서 고스팅 아티팩트가 거의 사라지는 것을 확인할 수 있었으며, 육안으로는 Fig. 2와 같이 프로파일(Profile)을 통해 3분 정도에서 고스팅 아티팩트를 관찰할 수 없는 것을 확인하였다.

또한, 손 팬텀을 이용하여 촬영한 영상에서도 Fig. 3과 같이 30초 영상에서 손 팬텀에서의 고스팅 아티팩트를 쉽게 육안으로 관찰할 수 있었다. 그리고 180초 영상에서 손 팬텀 영상만 남고 고스팅 아티팩트의 형태는 찾을 수 없었다.

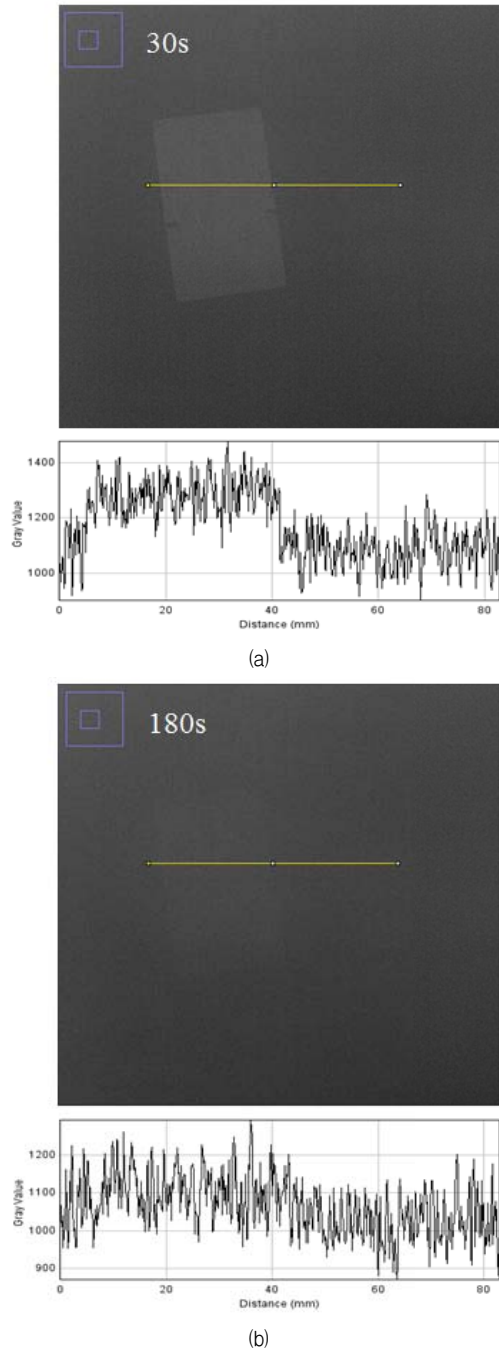


Fig. 2. Ghosting artifacts' images and profiles at 30 sec (a) and 180 sec (b).



(a)

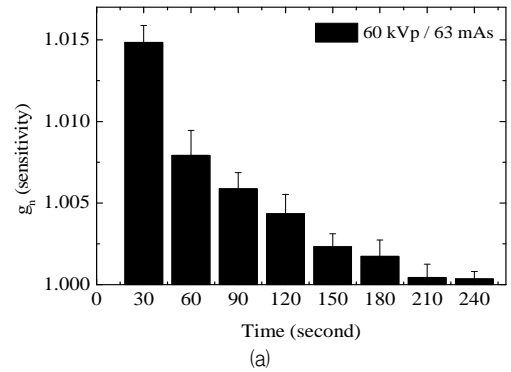


(b)

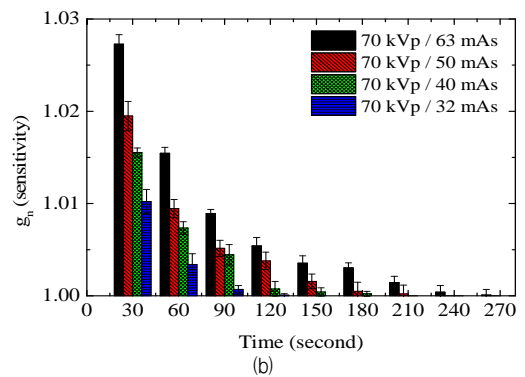
Fig. 3. Ghosting artifacts with hand phantom at 30 sec (a) and 180 sec (b).

## 2. 관전압과 관전류에 따른 고스팅 아티팩트 영상

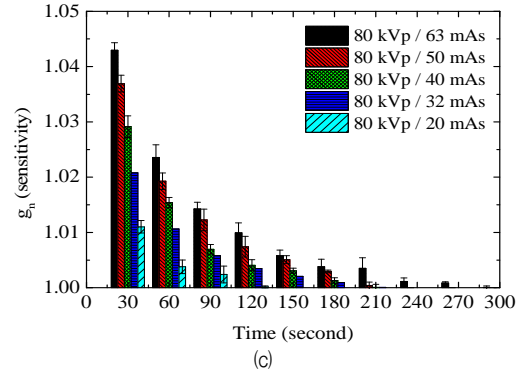
고스팅 아티팩트는 본 실험을 통해 관전류보다 관전압에 더 크게 의존하는 것으로 나타났다. 50 kVp 범위에서는 아티팩트를 관찰할 수 없었으며, 60 kVp 범위에서는 63 mAs에서만 평균 픽셀 민감도 값을 구할 수 있었다. 70 kVp 범위에서는 20 mAs를 제외한 모든 범위에서 평균 픽셀 민감도 값을 구할 수 있었으며, 80 kVp와 90 kVp범위에서는 모두 구할 수 있었다.



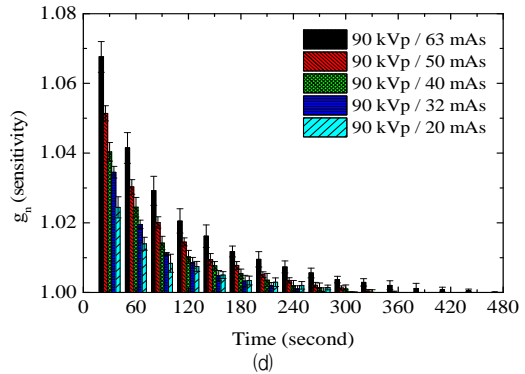
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig. 4. Sensitivities of pixel in terms of various kVp and mAs.

### 3. 포획전하 검증

포획전하 검증의 결과는 민감도 값이 3분에서 평균 값이 30초 간격은 1.012, 3분 간격은 1.014의 값이 나왔으며, 6분에서는 평균값이 30초 간격은 1.004, 3분 간격은 1.005, 그리고 6분간격은 1.003으로 나왔다. 따라서 본 실험에서 고스팅 아티팩트는 조사 횟수에 의존하지 않으며 시간에 의존한다는 것을 확인할 수 있었다. 이것은 J. H. Siewersden과 D. A. Jaffray<sup>[10]</sup>의 논문인 『A ghost story』의 결과와 일치한다.

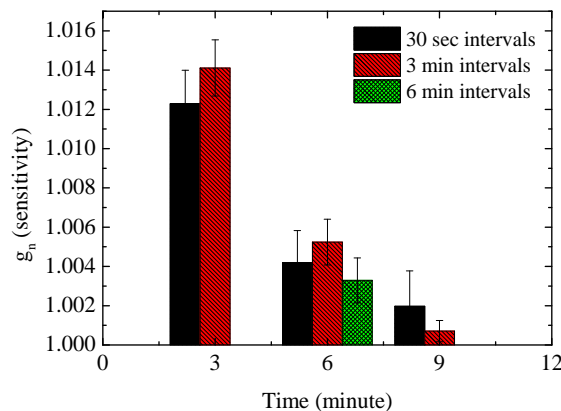


Fig. 5. Sensitivities of pixel in terms of time intervals.

## IV. DISCUSSION AND CONCLUSION

고스팅 아티팩트는 고선량으로 높은 대조도를 가진 물체를 조사한 후 저선량의 다음 영상이 바로 획득될 경우에 발생할 수 있다. 본 실험에서 고스팅 아티팩트는 육안적으로 관찰할 수 있는 시간이 대략 3분 미만이었으며, 6분에서 픽셀 민감도 값이 거의 1에 가까워 고스팅 아티팩트가 사라지는 것을 확인하였다. 그리고 고스팅 아티팩트는 관전류보다 관전압의 영향을 더 받는다는 것을 실험을 통해 확인할 수 있었다. 이것은 에너지가 관전압의 제곱에 비례한다는 사실을 증명한다.

같은 모델의 장비일지라도 방사선 촬영실의 환경(온도, 습도 등)과 촬영자의 습성, 촬영 횟수, 장비 사용 년도 수 등 여러 경우에 따라 장비의 성향이 달라질 수 있고, 또한 각 픽셀마다 각각 다른 민감도를 가

지고 있기 때문에<sup>[14]</sup> 본 실험의 결과를 다른 장비에 적용한다는 것은 무리가 따른다. 본 실험은 간접 변환 방식 TFT 검출기 한 대만을 사용한 실험이기 때문에 TFT 배열의 다른 장비를 사용하여 같은 실험을 시행한다면 본 실험에 대한 신뢰성이 높을 것으로 사료된다.

높은 대조도를 가진 물질은 처음 획득한 영상에서 아티팩트를 발생시킬 뿐 아니라 그 다음 영상에서까지 고스팅 아티팩트를 일으킬 수 있다. 그러므로 높은 대조도 물질에 고선량이 조사되었을 경우에는 낮은 선량으로 다음 촬영을 할 때 시간 간격을 두거나 이전의 촬영에서 사용한 검출기의 위치를 피해서 촬영을 하는 주의를 요한다. 또한, 장비 업체에서 고스팅 아티팩트를 없애기 위한 전처리 및 후처리 프로그램을 개발하는 노력이 필요할 것이다. 결론적으로 방사선사는 이런 고스팅 아티팩트뿐만 아니라 DR 장비에서 새롭게 나타나는 아티팩트에 대한 지식을 가짐으로써 아티팩트를 줄이고, 화질개선 및 의료영상의 품질을 향상시키므로 환자의 피폭선량을 줄이는데 도움이 될 수 있을 것이다.

## Acknowledgements

This work was supported by the Korea Evaluation Institute of Industrial Technology Grant Nos. 10038749 and 10047485 funded by the Ministry of Trade, Industry and Energy in Korea.

## Reference

- [1] Alisa Walz-Flannigan, Dayne Magnuson, Daniel Erickson, Beth Schueler, "Artifacts in Digital Radiography," American Roentgen Ray Society, Vol. 198, No. 1, pp.156-161, 2011.
- [2] W. T. Drost, D. J. Reese, W. J. Hornof, "DIGITAL RADIOGRAPHY ARTIFACTS," Veterinary Radiology & Ultrasound, Vol. 49, No.1, pp.S48-S56, 2008.
- [3] D. A. Jimenez, L. J. Armbrust, R. T. O'Brien, D. S. Biller, "ARTIFACTS IN DIGITAL RADIOGRAPHY," Veterinary Radiology & Ultrasound, Vol. 49, No. 4, pp.321-332, 2008.
- [4] M. B. Williams et. al., "Digital Radiography Image Quality: Image Acquisition," American College of Radiology, Vol. 4, No. 6, pp.371-388, 2007.

- [5] R. R. Carlton and A. M. Adler, "Principles of Radiographic Imaging: An Art and a Science, 5th Edition, DELMAR Cengage Learning, The United States of America, pp.353-354, 2013.
- [6] E. Kotter, M. Langer, "Digital radiography with large-area flat-panel detectors," *European Radiology*, Vol. 12, No. 10, pp.2562-2570, 2002.
- [7] Tsutomu Gomi, Kichirou Koshida, Tosiaki Miyati, Jun Miyagawa, and Hiroshi Hirano, "An Experimental Comparison of Flat-Panel Detector Performance for Direct and Indirect Systems (Initial Experiences and Physical Evaluation)," *Journal of Digital Imaging*, Vol. 19, No. 4, pp.362-370, 2006.
- [8] M. L. Komer, C. H. Weber, S. Wirth, K. J. Pfeifer, M. F. Reiser, M. Treitl, "Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview," *Radiographics*, Vol. 27, No. 3, pp.675-686, 2007.
- [9] Noor Mail, Peter O'Brien, and Geordi Pang, "Lag correction model and ghosting analysis for an indirect-conversion flat-panel imager," *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol. 8, No. 3, pp.137-146, 2007.
- [10] J. H. Siewerdsen and D. A. Jaffray, "A ghost story: Spatio-temporal response characteristics of an indirect-detection flat-panel imager," *American Association of Physicists in Medicine*, Vol. 26, No. 8, pp.1624-1641, 1999.
- [11] G. Pang, D. L. Lee, and J. A. Rowlands, "Investigation of a direct conversion flat panel imager for portal imaging," *American Association of Physicists in Medicine*, Vol. 28, No. 10, pp.2121-2128, 2007.
- [12] The Ministry of Food and Drug Safety, "The Guidelines of Diagnostic Reference Level in Radiography," The Ministry of Food and Drug Safety, Korea, 2012.
- [13] Nikunj Desai and Daniel J. Valentino, "A software tool for quality assurance of computed / digital radiography (CR/DR) systems," *SPIE*, Vol. 7961, No. Physics of Medical Imaging, pp.796144E, 2011.
- [14] J. A. Seibert, J. M. Boone, and K. K. Lindfors, "Flat-field correction technique for digital detectors," *SPIE*, Vol. 3336, No. Physics of Medical Imaging, pp.348-354, 1998.