<원저>

디지털유방촬영에서 Geant4-GATE를 이용한 산란선의 영향분석과 감소방안에 관한 연구

김명수1)·김영근2)·장영일3)

¹⁾국립암센터 양성자치료센터・²⁾광주보건대학교 방사선과・³⁾광양보건대학교 방사선과

Analysis of Scatter Ray Distribution Using GEANT4-GATE Simulation and Effectiveness of Silicone Pad in Digital Mammography

Myeong-soo Kim¹⁾·Young-kuen Kim²⁾·Young-II Jang³⁾

¹⁾Proton Therapy Center National Cancer Center ²⁾Dept of Radiologic Technology Gwangju Health University ³⁾Dept of Radiologic Technology Gwangyang Health Sciences University

Abstract In this study, we have researched the effectiveness of silicone pad. A distribution of scatter ray in mammography was evaluated using Monte-Carlo (MC) simulation technique and then a silicone pad was applied to remove the scatter ray for improving image quality. Molybdenum target and Molybdenum filter combination made a difference of 59,8% to a number of photon at 17,5 keV. On the other hand, Tungsten target and Rhodium filter showed a variation of 24,5% at 20 keV. Mean 68 of SNR was increased in Selenia and mean 1,04 of SNR was raised in Senographe, Silicone pad was significantly effective to reduce the scatter ray that was generated by primary X-ray, It can decrease an absorption rate of scatter ray to patient body and whilst it improve the image quality from increasing SNR.

Key Words: Digital Mammography, Monte-Carlo simulation, Scatter ray, Silicone pad, Signal to noise ratio(SNR)

중심 단어: 디지털 유방촬영, 몬테카를로 시뮬레이션, 산란선, 실리콘 패드, 신호 대 잡음비

1. 서 론

지난 20년간, 진단과 치료 목적에 사용되는 디지털 방사 선(Radiation) 영상촬영 장비는 눈부시게 발전되어 왔다. 디지털 영상은 아날로그 영상과 비교하여 큰 차이점이 있 다. 디지털 영상은 저장된 영상 신호정보를 불러내어, 사용 자가 원하는 영상의 밝기(Brightness)와 대조도(Contrast) 로 Windowing 조절이 가능하기 때문이다[1]. 따라서 디지 털영상은 항상 일정한 밝기와 대조도로 유지되며, 관전압과 관전류 조절에 의해 조사(Irradiation)되는 광자(Photon) 와 물질과의 이온화 반응에 의해 생성되는 커마(Kinetic

energy released per unit mass; KERMA)의 변화가, 영상 화질에 미치는 영향에서 필름-스크린 영상촬영 장비에 비 하여 크지 않다는 것이 장점이다[2]. 이것은 영상의 후처 리(Post-image processing) 과정에서 영상에 밝기-대조 도 관련 Gamma값을 조절하여 미리 입력된 표준 영상의 품질에 맞춰 영상의 화질(Image quality)을 항상 일정 (Optimization)하게 조절하는 과정을 거치기 때문이다[3]. 이와 더불어, 자동조사조절(Auto-exposure control) 장치 의 사용으로. 환자에 부여(Deposit)되는 광자 수(Numbers of proton)의 양을 X선관 내부에 장착된 이온 챔버로 필요 한 만큼 자동으로 조절할 수 있게 되었다. 촬영 시 적정한

This work was supported by a 2017-Research Foundation funded by the Gwangju Health University[No. 3017018]. Corresponding author: Young-Kuen Kim, Department of Radiologic Technology, 73 BUNGMUN DAERO 419 BEONGIL GWANGSANGU GWANGJU 62287, Republic of Korea / Tel: +82-62-958-7664 / E-mail: kimyk@ghu.ac.kr

Received 29 April 2019; Revised 18 June 2019; Accepted 20 June 2019 Copyright ©2019 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology 조사선량($1R = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$)을 유지하여 필요 이상의 방사선 에너지에 의한 불필요한 방사선 피폭을 방지할 수 있다.

유선조직(Glandular tissue)은 방사선에 민감한 조직중하나로 방사선에 의한 발암(Carcinogenesis) 위험성을 고려하여 조사선량은 최소한으로 사용되어야 한다[4]. 유방에 존재할 수 있는 석회화(Calcification) 물질은 양성 또는 악성 종양 발생의 원인이 될 수 있다. 따라서 석회화 물질의형태학적 분석은 신생물의 양성 또는 악성을 판별할 수 있는 좋은 지표가 된다[5]. 유방은 크게 유선조식과 지방조직(Adipose tissue)로 구성되며, 미세석회화 물질은 크기가밀리미터에서 마이크로미터 단위로 작아, 쉽게 관찰하기가어렵다. 미세 석회화 물질 구분에 적절한 대조도를 얻기 위해서 평균 27 kV의 낮은 관전압을 사용한다.

유방촬영에서 산란선 제거는 영상 화질을 높이는 방법 중하나이다. 산란선의 발생은 일차(Primary) X선에 의해 발생하며, X선관(Tube) 내부에서 구성 물질과 상호작용 (Interaction)으로 인하여 발생할 수 있고, 또한 인체를 구성하고 있는 물질의 원자(Atom)와 충돌하여 발생할 수도 있다. 따라서 산란선의 발생은 디지털 장치 및 AEC 장치의 사용 여부와 상관없이, X선 선원을 사용하는 장비에서는 당연히 발생하는 고유한 화질 영향 인자이다. X선관 내부에서 발생되는 산란선은 X선관 내부의 절연유(Insulating Oil)와로듐(Rh), 은(Ag) 또는 알루미늄(Al) 등 부가필터(Additional filter)에 의해서 제거될 수 있으나, 인체 내부와 공기 중에서 발생한 산란선이 검출기에 도달하여 신호에 영향을 미치는 경우는 콜리메이터(Collimator)를 사용하여 조사야 (Field size)를 최대한 작게 열(Open)거나, 격자(Grid)를 사용하여 제거하는 방법이 가장 일반적이다[6].

산란선의 제거는 영상의 화질을 증가시키고 2차 산란선 발생을 줄여 환자에게 불필요한 방사선 흡수(Gray; 1 Joule/kg)를 감소시킬 수 있으며, 또한 적절한 차폐 도구를 적용하는 것은 영상 화질 개선에 도움이 될 수 있다. 기존의 차폐체는 납(Lead)이 들어간 제품이 있으나, 유연성이낮아, 굴곡이 심한 부위에 적용하기 불편하고 무겁다는 단점이 있다. 이에 비하여 열경화성 실리콘(Si: 원자번호 14) 재료는 유연성이 좋고, 제작이 간편한 장점이 있다. 또한, 반가층(Half layer value)을 고려하여 적절한 두께의 차폐체를 설계하면 낮은 에너지의 산란선 제거에 활용 가능하다. 현재 방사선종양 치료에서는 실리콘 재료를 사용하여기존의 볼러스(Bolus)를 대체하는 연구가 진행 중이다. 열경화성 실리콘 수지는 실리콘 액에 경화제를 첨가하면 일정시간 이후에 단단(Rigid)하게 굳게 된다. 액상의 실리콘을

이용하기 위해서는 주형틀(Mold)을 사용하며, 이를 만들기 위해서 3D 프린터가 유용하게 사용된다. 3D 프린터는 PLA(Poly Lactic Acid) 필라멘트를 사용하여 실리콘 수지 와 엉킴(Tangled) 현상이 없으며, 주형틀 제거 시 간편하다 는 장점이 있다.

본 연구에서는 몬테카를로(Monte-carlo) 시뮬레이션을 이용하여 차폐체의 적용 전/후의 산란선의 특징과 영상에 미치는 영향을 비교하였다. 또한 산란선을 흡수할 수 있는 차폐체를 직접 제작하고, 디지털 유방촬영장치에서 팬텀에 차폐체를 적용하여 그에 따른 산란선의 변화를 측정하고, 영상화질의 변화를 평가하여 디지털 유방촬영술에서 차폐체 적용의 유용성을 확인하였다.

Ⅱ. 대상 및 방법

1. 실험재료 및 방법

디지털 유방촬영술에서 발생하는 산란선의 분포는 몬테 카를로 시뮬레이션을 통해 산란선의 분산 정보를 시각적으로 확인하였고, 가상의 실리콘 패드가 적용되었을 때, 산란선의 제거 능력을 측정하고자 하였다. 이를 위해, GEANT4-GATE 시뮬레이션 프로그램을 사용하였고, Linux기반의 Ubuntu시스템에 최신 Version인 vGATE 8.1를 설치하였다. BenchmarkCT.mac파일을 변형하여 유방촬영장치를 구현하였다[7].

검출기의 등선량중심점(Iso-center)에서 X축 방향으로 픽셀의 히스토그램 파형(Pixel histogram profile) 수치를 획득하였고, 실리콘 패드를 적용하여 2D 히스토그램 파형 (Histogram profile) 값을 비교하였다. 에너지 스펙트럼은 유방촬영술에서 일반적으로 사용되고 있는 27 kV에서 발생하는 저에너지를 기준으로 하였고, IPEM(Institute of Physics and Engineering in Medicine)에서 제공하는 SRS Report-78 프로그램과 Siemens X-ray spectra calculator를 이용하여 얻은 에너지 스펙트럼(Energy spectrum) 결과를 비교 평가한 후 GATE 시뮬레이션에 적용하였다[8,9].

X선관 초점과 필터의 구성 물질 종류에 따라 발생하는 X선 에너지 스펙트럼이 달라지며 이러한 차이를 확인하고 자 각기 다른 유방촬영장치를 사용하였다. 유방촬영장치는 Selenia Dimensions System (Hologic, Inc, Marlborough, USA)과 Senographe essential (GE Healthcare, Chicago, USA)을 사용하였다. Selenia는 텅스텐 초점(Tungsten target)과 로듐필터(Rhodium filter)를 사용하였고, Senographe

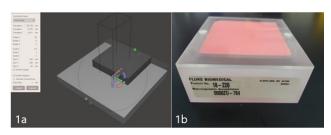


Fig. 1. Simulation image of a silicone pad and CIRS015 phantom designed by Meshmixer soft ware: (1a) head-silicone pad, (1b) CIRS015 phantom

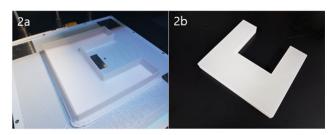


Fig. 2. Silicone pad construction: (2a) a mold printed by 3Dprinter, (2b) Fabricated silicone pad on lab-based condition

의 경우는 몰리브데늄 초점(Molybdenum target)에 몰리브 데늄 필터(Molybdenum filter)를 각각 사용하였다.

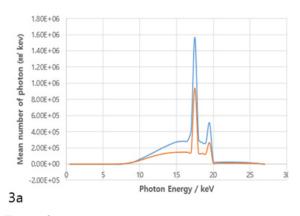
인체 유방조직을 대신하여 ACR(American College of Radiology) 표준 팬텀인 CIRS(Computerized Imaging Reference Systems) 015 모델이 사용되었으며, 검출기 (Detector) 위에 팬텀을 위치시키고, 직접 제작한 실리콘 패드를 팬텀 주변에 설치하여 차폐하였다. 실리콘 패드의 제작은 CAD(Computer Aided Design)용 소프트웨어인 Autodesk사의 Meshmixer 프로그램을 사용하였다. 20 cm × 31 cm × 2 cm (가로×세로×높이)의 크기를 가진 사각형 모양으로, CIRS 015 팬텀 주위를 덮을 수 있는 중심부에서 한쪽 면까지 비어 있는 형태로 설계하였다[Fig. 1a]. 디자인

된 실리콘 패드는 FDM(Fused deposition modeling)방 식의 3D 프린터(Zortrax M300)에서 HIPS(High Impact Polystyrene) 필라멘트 재료를 사용하여 주형틀(Mold)을 출력하였다[Fig. 2a]. 2액형 실리콘 컴파운드 제품을 사용 하여 출력된 주형틀에 붓고 주물(Casting) 작업하여 경화시 킨 후 실리콘 패드로 완성하였다[Fig. 2b].

선량 계측은 촬영대 위에 CIRS 015 팬텀을 올려놓고 선량 계측용 장비인 Raysafe Xi (Raysafe, Sweden)의 챔버를 CIRS 팬텀 표면 중심부 위에 위치시켜, 공기 중 선량(Air kerma dose)을 측정하였고, 검출기로부터 좌 2 cm, 우 2 cm, 장치쪽 2 cm 빈 공간에서 측정한 후, 실리콘 패드를 이용 하여 차폐 후에 다시 한 번 동일 위치에서 선량을 측정하였다. 각각의 측정은 불확실한(Uncertainty) 차이를 고려하여 세 번 반복하여 측정 후 평균하였다. 실리콘 패드 차폐 전, 후로 얻어진 DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine) 영상은 ImageJ(Version 1.51J 소프트웨어에서 5개 의 원형 ROI(Region of Interest)를 설정하고, Background 에서 평균(Mean pixels-신호) 값과 표준편차(Standard deviation of pixels-잡음) 값을 얻은 후 신호 대 잡음비 (Signal to Noise Ratio; SNR)를 계산하였다[10]. 또한 CIRS 팬텀 영역에서 중심과 4개의 모서리 영역에서 측정한 평균과 표준편차를 비교하여 산란선의 영향을 평가해 보았다.

Ⅲ. 결 과

그래프 3은 관전압과 관전류에 따른 발생되는 광자의 수 와 에너지 분포를 비교한 결과이다. 3a에서는 몰리브데늄 초점과 몰리브데늄 필터를 사용한 경우로 17.5 keV에서 가 장 많은 수의 광자가 발생되었고, 광자 수는 59.8% 차이를 보였다. 3b는 텅스텐 초점과 로듐 필터를 사용하였고, 21



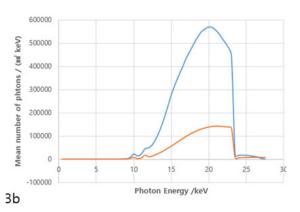


Fig. 3. Comparison of X-ray spectrum intensity between siemens X-ray spectra calculation and SRS Report78

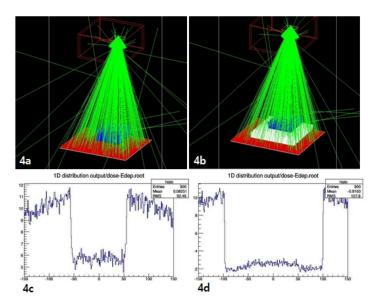


Fig. 4. Monte-Carlo simulation images using GEANT4-GATE and 1D pixels histogram profile at iso-center of x-axis: (4a) Simulation image without silicone pad, (4b) simulation image with silicone pad, (4c) without silicone pad, (4d) with silicone pad.

Table 1. Air Kerma and exposure doses detected by Raysafe Xi between Selenica dimensions system and Senographe essential

-		•	•	• .
	Selenica dimensions (27 kVp, 32 mAs)		Senographe essential (27 kVp, 32.5 mAs)	
	Dose(mGy)	Dose(mGy/s)	Dose(mGy)	Dose(mGy/s)
Air-Kerma	3.196	9.982	1,238	3.064
1/2point at background	2,550	7.961	0.939	2.326
Edge point	2.367	7.387	0.841	2,082
Background				

Table 2. Signal to Noise Ratio between without silicone and with silicone pad measured by imageJ

	Senographe essential			Selenia Dimensions		
	Without silicon	With silicone pad	Abs difference	Without silicon	With silicone pad	Abs difference
	pad		(%)	pad		(%)
Point 1	147.326	221,550	50.3	N/A	9.347	N/A
Point 2	159.734	246,162	54.1	N/A	10.048	N/A
Point 3	57.278	177.567	200.1	2.344	3.243	38.4
Point 4	99.417	120,9533	21.7	2,764	4.715	70.6
Point 5	167.590	182.5	8.9	7.509	7.782	3.6
Average			67.2			37.5

keV에서 광자 수는 거의 3배 차이를 보였다. Fig. 4는 몬테 카를로 시뮬레이션 결과를 나타내고 있다. 4a와 4b에서 실리콘 패드를 적용한 경우와 적용하지 않은 경우에 광자와 산란선의 분산 정도를 시각적으로 확인하였다. Fig. 4a는 실리콘 패드를 적용했을 때 몬테카를로 시뮬레이션 영상으로 4d에서 실리콘 패드에 광자와 산란선이 통과된 후에 제거되는 것을 2차원 히스토그램 파형으로 확인할 수 있었다.

 5×10^5 개의 광자를 적용하여 계산한 경우, 4c는 실리콘 패드를 적용하지 않은 결과로, 4d의 실리콘 패드를 적용한 것보다 표준편차가 큰 2차원 파형을 확인할 수 있었다.

Table 1에서는 중심위치에서 선량이 가장자리에 비해 높게 측정되었다. 로듐 초점에서의 선량은 몰리브데늄 초점보다 2-3배의 선량이 낮은 것을 확인하였다. Table 2는 두 장비에서 얻은 영상을 ImageJ로 5개의 관심영역에서 측정한

평균 픽셀수치(Mean pixel value)와 평균 표준편차(Mean standard deviation)를 측정한 표이다. 실리콘 패드를 적용한 경우 신호 대 잡음비(SNR)가 증가한 것을 확인할 수 있었다.

Ⅳ. 고 찰

인체 부위 외에 검출기에 충돌 후 발생한 산란선은 유방 조직에 흡수된다. 이러한 2차 산란선은 화질 저하에 원인이 될 수 있다. 이를 방지하고자 조사야 크기를 작게 조절해도 유방의 타원형 형태를 완벽히 가려줄 수 없는 것이 현실이 다. 기존의 납 차페물은 모양의 변형이 쉽지 않고, 무거우 며, 사용자가 쉽게 제작하기 어려운 단점이 있다. 하지만 이 번 실험에서 제작된 실리콘 차폐체는 산란선 제거에 충분한 밀도를 가지고 있으며, 부드럽고, 휘어짐이 좋아 인체에 직 접 접촉하는데 문제가 없다고 사료되며, 결과에서 보여주듯 이 산란선의 감소가 뚜렷함을 확인할 수 있다[Fig. 3]. 유방 촬영술의 경우 유방조직에서 지방조직의 밀도(Mass density) 가 0.925 gcm⁻³로 인체의 다른 장기의 평균 밀도인 1.056 gcm⁻³ 보다 낮다[8]. 따라서 사용되는 방사선 에너지(eV)의 평균 크기가 일반적인 복부나, 흉부 촬영보다 낮아야 적정 한 대조도를 유지할 수 있고, 영상에서 미세 석회화 또는 종 양을 판별할 수 있을 만큼의 화질을 얻을 수 있다. 따라서 유방촬영술에서 사용되는 에너지 영역은 일반적으로 14.7 -17.2 keV(Mo/Mo와 Mo/Rh)의 저에너지 X선 영역을 사용 한다. Leon SM et al.[7] 연구에 따르면 산란선은 물체가 두 꺼워질수록, kV가 증가할수록 발생량이 증가한다[9.14.15]. 따라서 평균 유방의 두께인 4.5 cm을 넘는 환자의 경우 적 정한 영상 화질을 얻기 위해 kV와 광자 수가 증가해야 하는 만큼, 산란선 또한 증가하게 된다. 따라서 증가된 산란선을 제거하는 차폐체가 평균이상 두께를 보이는 환자의 경우 실 리콘 차페체가 상당히 유용하게 쓰여질 수 있다고 사료된다.

몬테카를로 시뮬레이션에서 유방촬영술에 적정한 광자 에 너지 스펙트럼을 적용하기 위하여 Siemens X-ray spectra calculation에서 얻은 결과와 SRS Report-78에서 얻은 결 과를 비교했으나 상당한 광자 수의 차이를 확인할 수 있었 다. 수치계산에 적용된 알고리즘과 X선관에 적용된 모델 구 조가 같지 않은 상태에서 어느 결과 값이 정확하다 판단할 수 없으나, SRS Report-78의 경우 현재까지 상당히 많은 연구가 진행되어, 결과에 신뢰도가 높다고 할 수 있다. 따라 서 이번 연구에서는 SRS Report-78의 결과를 이용하여 시 뮬레이션을 진행했다. 이렇게 얻어진 시뮬레이션 영상에서 산란선의 변화를 확인할 수 있었다. 팬텀 투과 후에 획득한 2차원 히스토그램 파형이 상당히 평활해졌고, 실제 얻어진 DICOM 영상에서도 실리콘 패드를 적용한 영상이 팬텀 모 서리(Edge) 부분에서 대조도가 많이 좋아진 것을 확인할 수 있었다[10,11]. Table 1에서 실제 측정한 선량이 두 장비에 서 2-3배 차이를 보였다. 이것만으로 장비의 선량 감소를 단순 비교하기는 어려우나, 텅스텐 초점과 로듐 필터에 특 징과, 제동방사(Bremsstrahlung) X선에 의해 발생되는 광 자 에너지 분포가, 몰리브데늄 보다 높게 형성된다는 것은 확인할 수 있었다. 결과적으로는 실리콘 패드를 적용한 후 에 신호 대 잡음비가 각각 평균 67.2%와 37.5% 높아지는 것을 확인하였다.

V. 결 론

유방촬영에 실리콘 패드를 적용한다면 일차 X선에 의해 발생하는 산란선을 제거하는데 상당히 효과적이며, 결국 환 자의 유방에 흡수되는 산란선을 줄일 수 있고, 영상에 신호 대 잡음비가 높아져 화질 개선에 유용할 것으로 사료된다.

REFERENCES

- [1] Kump K, Grantors P, Pla F, Gober P, Digital X-ray detector technology. Physics in Medicine & Biology. 1981;26(5):907-11.
- [2] Van der Stelt PF. Better imaging: The advantages of digital radiography. J Am Dent Asso. 2008; 139:7S-13S.
- [3] Carroll QB. Radiography in the digital age: physics-exposure-radiation. Digital imaging processing. Charles C Tomas; 2014.
- [4] Ingrid Helen Ryste Hauge. Radiation Dose in Mammography. Digital Mammography. pp 153-161.
- [5] Demetri-Lewis A, Slanetz PJ, Eisenberg RL. Breast Calcifications: the focal group. Am J Roentgenol. 2012;198(4):W325-43. doi: 10.2214/AJR.10.5732.
- [6] Poludniowski G, Landry G, DeBlois F, et al. SpekCalc: A program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes. Phys Med Biol. 2009; 54(19):N433-8.
- [7] Jan S, Santin G, Strul D, Staelens S, Assie K, Autret D, et al. GATE - Geant 4 Application for Tomographic

- Emission: A simulation toolkit for PET and SPECT. Phys Med Biol. 2004;49(19):4543-61.
- [8] Arefan D, Talebpour A, Ahmadinejhad N, et al. Calculation of the contrast of the calcification in digital mammography system: Gate validation. J Cancer Res Ther. 2018;14(2):335-40.
- [9] Leon SM, Brateman LF, Wagner LK. Characterization of scatter in digital mammography from physical measurements. Med Phys. 2014;41(6):061901.
- [10] Shrimpton PC. Electron density values of various human tissues: in vitro Compton scatter measure—ments and calculated ranges. Physics in Medicine & Biology. 1981;26(5):907-11.
- [11] Il Park, Kyeong Ho Kim, Seung Chul Oh, Ji Young Song, O Hyun Kwon, Kwang Pyo Kim, Evaluation of Radiation Dose to Patients in Intraoral Dental Radiography Using Monte Carlo Method. Journal of Radiation Industry. 2016;10(3):139-44.
- [12] Monteiro AMMCC. GATE Model of a SPECT-CT Equi

- pment for Breast Cancer Diagnosis. André Miguel Monteiro [Internet]. 2016. http://repositorio.ul.pt/bitstream/10451/26323/1/ulfc120888_tm_Andr%C 3%A9 Monteiro.pdf.
- [13] Wang, W, Qiu, R, Ren L, Liu H, et al. Validation of Monte Carlo simulation of mammography with TLDmeasurement and depth dose calculation with a detailed breast model. EPJ Web of Conferences 153, 04017, 2017.
- [14] Hong DH, Jung HR. A Study on Compression Paddle Materials to Reduce Radiation Exposure Dose During Mammography: PC and PMMA and Carbon. Journal of Radiological Science and Technology. 2015:38(2);81-7.
- [15] Lee IJ. Relationship of Compressed Breast Thickness and Average Glandular Dose According to Focus/Filter. Journal of Radiological Science and Technology. 2009;32(3);261-70.