

〈원저〉

디지털 맘모 디텍터 성능평가를 위한 몬테카를로용 산란선 제거 그리드
작성에 관한 연구김예지^{1,2)}·조혜진^{1,2)}·윤용수^{2,3)}¹⁾동서대학교 일반대학원 융합방사선학과·²⁾동서대학교 방사선보건환경연구센터·³⁾동서대학교 방사선학과Monte Carlo Simulation-Based Mammographic Anti-Scatter Grids to Evaluate
Performance of Digital Mammography DetectorYeji Kim^{1,2)}·Hyejin Jo^{1,2)}·Yongsu Yoon^{2,3)}¹⁾Department of Multidisciplinary Radiological Science, The Graduate School of Dongseo University²⁾Center for Radiological Environment & Health Science, Dongseo University³⁾Department of Radiological Science, Dongseo University

Abstract In Recent years, there has been a noticeable increase in the global incidence of breast cancer, with approximately 2.3 million cases of female breast cancer reported worldwide in 2020. Numerous studies are currently underway to enhance the accuracy of breast cancer diagnosis through the development of digital mammography detectors. This study aims to create Monte Carlo simulation-based mammographic anti-scatter grids and investigate their utility in evaluating the performance of digital mammography detector. Two types of mammographic anti-scatter grids, MAM-CP and Senographe 600T HF, were created using Monte Carlo simulation software (MCNPX 2.7.0), with grid ratios of 3.7:1 and 5:1, respectively. The grid physical characteristics (sensitivity, exposure factor, contrast improvement ratio) were calculated based on the KS C IEC60627 in the simulations using two X-ray qualities, RQA-M2 (28 kVp) and MW4 (35 kVp). As the X-ray tube voltage increased from 28 kVp to 35 kVp, sensitivity and exposure factor exhibited a decreasing trend, while contrast improvement ratio demonstrated an increasing trend. With an increase in grid ratio from 3.7:1 to 5:1, all physical characteristics showed an upward trend. Our results were consistent with a previous study that conducted measurements of physical properties using a real phantom. However, the pattern of change in the contrast improvement ratio with X-ray tube voltage differed from the previous study.

Key Words : Scatter Radiation, Anti-Scatter Grid, Mammography, Monte Carlo simulation, Detector

중심 단어 : 산란선, 그리드, 유방촬영, 몬테칼로 시뮬레이션, 검출기

I. 서론

최근 전 세계적으로 유방암의 발생률은 증가하는 추세이며, 세계 각국에서 2020년에 발생한 여성 유방암은 약 230만 건으로 집계되었다[1]. 우리나라에서도 매년 22,000명가량의 여성이 새롭게 유방암으로 진단되고 약 2,500명이 사망하고 있으며

[2], 1999년부터 2019년까지 국가 암 등록 통계 사업에 의해 수집된 데이터베이스에 의하면 여성 유방암은 40~50대 연령층에서 가장 높은 발생률을 나타내는 것으로 보고되고 있다[3]. 유방암의 사망률을 낮추기 위해서는 유방암 검진을 통한 초기 검진이 매우 중요하다[4]. 우리나라는 국가 암 검진 사업을 통하여 국민의 사망 원인 1위인 암을 조기에 발견하여 치료를 유

This work was supported by the National Research Foundation of Korea(NRF) grant funded by the Korea government(MSIT) (No.2022R1G1A1009477)
Corresponding author: Yongsu Yoon, Department of Multidisciplinary Radiological Science, The Graduate School of Dongseo University, 47 Jurye-ro, Sasang-gu, Busan, 47011, Republic of Korea / Tel: +82-51-320-4244 / E-mail: ysyoon@office.dongseo.ac.kr

Received 26 December 2023; Revised 3 January 2024; Accepted 8 January 2024

Copyright ©2024 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

도하고 있고, 유방암의 경우 40세 이상의 여성을 대상으로 2년에 1번의 검진이 추천되어 매년 400만 명 이상의 여성이 유방암 검진을 받고 있다[5].

유방암의 검진 방법은 여러 종류가 있으나, 그중 가장 흔히 행해지는 검사법은 유방 촬영술(mammography)이다. 유방 촬영술은 1966년에 실용화된 이래로 피폭 절감 및 화질 향상을 위한 다양한 연구가 수행됐으며, 2000년 도입된 디지털 유방 촬영술은 기존의 필름 방식보다 높은 진단 정확도를 나타낸다. 최근에는 Flat panel detector (FPD)를 통한 진단 정확도 향상을 위한 연구가 활발히 진행되고 있다[6]. 그러나, 새로운 구조의 검출기 개발에는 많은 시간과 비용이 소모됨에 따라, 시뮬레이션이 검출기 개발에 사용되는 경우가 많아, 시뮬레이션을 통한 검출기 구조 및 성능의 최적화를 우선 수행한 후, 실제 제작에 들어가는 것이 일반적이다[7-10].

따라서, 본 연구에서는 시뮬레이션 상에서 유방 촬영용 산란선 제거 그리드를 작성하고, 그 물리적 특성을 측정하는 것을 통하여, 시뮬레이션을 활용한 성능 평가의 유용성을 검토하고자 하였다.

II. 대상 및 방법

1. 소프트웨어

유방 촬영용 산란선 제거 그리드의 작성과 조사 시뮬레이션에는 MCNPX 2.7.0 (Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM, USA)를 사용하였다. 조사에 사용한 X선 선질은 2종류로 RQA-M2와 MW4를 사용하였다. 각 선질의 연속 스펙트럼은 SRS-78 for continuous X-ray spectrum (IPEM, York, UK)로 획득하여 사용하였다[11].

2. 유방 촬영용 산란선 제거 그리드

본 연구에서 작성한 팬텀은 유방 촬영용 산란선 제거 그리드의 물리적 특성을 실측한 선행연구[12]에서 사용된 2종류의 선형 그리드 MAM-CP(Transworld, Charlotte, NC)와 Senographe 600T HF(GE Medical Systems, Milwaukee, Wis)의 사양(Table 1)을 참고하였다. MAM-CP는 그리드 비가 3.7:1, 그리드 밀도가 44 lp/cm, 중간 물질이 목재이며, 600T는 그리드 비가 5:1, 그리드 밀도가 31 lp/cm, 중간 물질이 섬유로 구성되어 있다.

Table 1. Specifications of anti-scatter grids for mammography

Specification	MAM-CP	600T
Grid type	Linear	Linear
Grid ratio	3.7	5
Interspace material	Wood	Fiber
Septa material	Lead	Lead
Septa height (mm)	0.7	1.5
Septa thickness (mm)	0.03	0.016
Distance between septa (mm)	0.19	0.3
Strip frequency (cm ⁻¹)	44	31
Lead content (mg/cm ²)	108	86

3. 사용한 선질

본 연구에서 사용한 X선 선질은 유방촬영 검사에서 사용되는 RQA-M2 (28 kVp)와 MW4 (35 kVp)로 각 선질의 정보는 Table 2와 같다[13]. RQA-M2는 타겟/필터의 조합이 Mo¹/Mo(30 μm), 부가 필터가 2 mmAl이며, MW4는 타겟/필터의 조합이 W²/Rh³(50 μm), 부가 필터가 2 mmAl인 선질이다. 각 선질의 X선 연속 스펙트럼은 Fig. 1과 같다.

Table 2. X-ray quality parameters from Monte Carlo simulation

Parameters	RQA-M2	MW4
Target	Mo	W
Filter (thickness)	Mo (30 μm)	Rh (50 μm)
Tube Potential (kVp)	28	35
Additional Filter (mmAl)	2	2
Half-value Layer (mmAl)	0.6	0.92

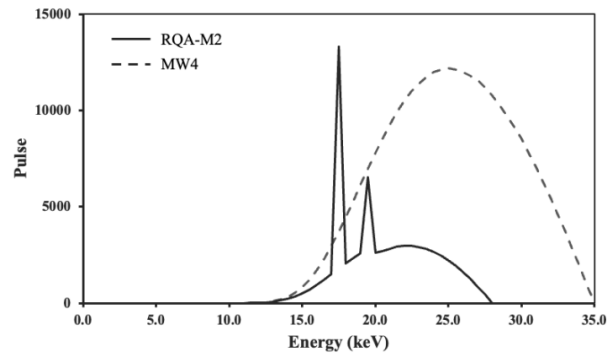


Fig. 1. X-ray spectra calculated using Monte Carlo simulation (SRS-78)

- 1) 몰리브덴 (Molybdenum)
- 2) 텅스텐 (Tungsten)
- 3) 로듐 (Rhodium)

4. 물리적 특성 측정 방법

그리드의 물리적 특성은 국가 표준(KS C IEC60627)[14]에 따라 계산하였으며, 선행연구[12,15]에서 도출된 실측 결과와의 비교를 통해 시뮬레이션의 정확도를 평가하였다. 1) 선택도(selectivity, Σ)는 1차 방사선 투과율(transmission of primary radiation, T_p)과 산란 방사선 투과율(transmission of scattered radiation, T_s)의 비로 산란선의 제거 효과를 나타내며, 선택도가 높을수록 산란선 제거 효율이 우수하다. 2) 노출 인자(expose factor, B)는 전체 방사선 투과율(transmission of total radiation, T_t)의 역수로 그리드를 사용할 때의 조사선량 증가율을 나타내며, 노출 인자가 낮을수록 적은 조사선량 설정이 가능하다. 3) 대조 개선 비(contrast improvement ratio, K)는 T_p 와 T_t 의 비로 산란선 제거량을 나타내며, 대조 개선 비가 높을수록 대조도가 우수한 것을 의미한다. 각 물리적 특성의 계산식은 다음 식(1)~(3)과 같다.

$$\Sigma = \frac{T_p}{T_s} \quad (1)$$

$$B = \frac{1}{T_t} \quad (2)$$

$$K = \frac{T_p}{T_t} \quad (3)$$

국가 표준에서는 T_p , T_s , T_t 의 계산 방법을 다음과 같이 규정하고 있다. 1) T_p 는 좁은 선속(narrow-beam) 조건의 배치에서 그리드를 놓았을 때의 1차 X선량과 그리드를 제거했을 때의 1차 X선량의 비를 산출하며, 2) T_s 는 넓은 선속(broad-beam) 조건의 배치에서 그리드를 놓았을 때와 제거했을 때의 1차 X선량 비율을 계산하여 도출한다. 또한, 3) T_t 는 넓은 선속 조건의 배치에서 1차 방사선 차단기를 제거한 상태로 측정하며, 그리드가 있는 상태와 없는 상태에서의 전체 X선량 측정값 비율을 산출한다. 좁은 선속 조건과 넓은 선속 조건의 배치는 Fig. 2와 같다.

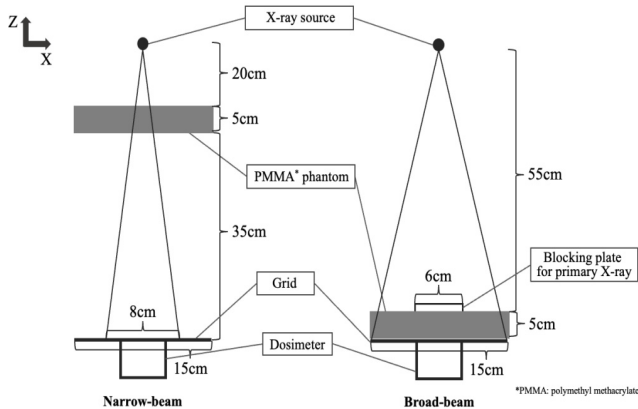


Fig. 2. Geometry of the narrow-beam and broad-beam on the simulation (X-Z direction)

III. 결과

1. 유방 촬영용 산란선 제거 그리드

실제 시뮬레이션 상에서 작성한 유방 촬영용 산란선 제거 그리드의 XZ 단면도는 Fig. 3과 같다. Fig. 3-(a)는 MAM-CP의 단면도, Fig. 3-(b)는 600T의 단면도이며, 두꺼운 부분의 중간 물질(목재 또는 섬유)과 얇은 부분의 연박으로 구성하였다. MAM-CP와 600T의 그리드 비는 각각 3.7:1, 5:1로 시뮬레이션 상에 재현되어 있는 것을 확인할 수 있다.

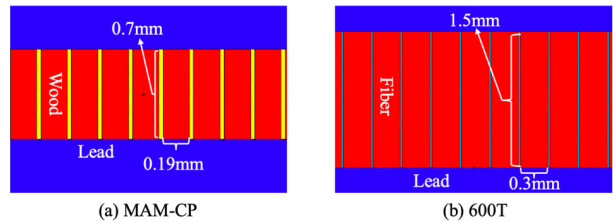


Fig. 3. The cross-section of (a) MAM-CP and (b) 600T (X-Z direction)

2. 측정 결과

시뮬레이션 상에서 측정한 물리적 특성의 측정 결과는 Table 3과 같으며, 관전압 및 그리드 비 변화에 따른 각 특성의 경향 변화를 알기 쉽게 표현하고자 각 특성 별 최댓값을 기준으로 상댓값을 산출하여 함께 표기하고, Fig. 4와 같이 봉그래프로 정리하였다. 봉그래프의 무늬는 그리드 비의 변화, 가로축은 관전압의 변화를 의미한다.

선택도는 MAM-CP의 28 kVp에서 4.623, 35 kVp에서 4.348, 600T의 28 kVp에서 5.685, 35 kVp에서 5.026로 도출되어 관전압이 증가함에 따라 감소, 그리드 비가 높아짐에 따라 증가하는 결과가 도출되어, 선택도 측정을 실시한 선행연구 [15]와 동일한 경향을 나타내었다(Table 4). 또한, 노출 인자는

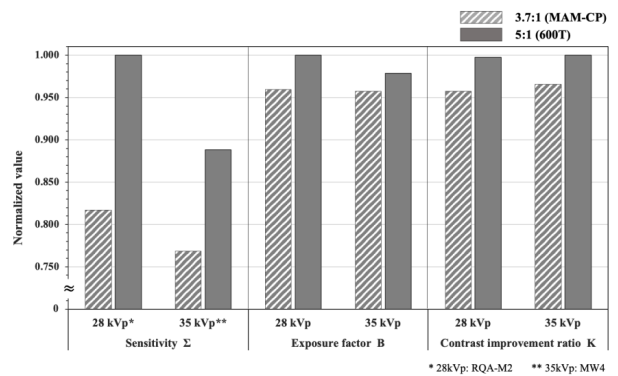


Fig. 4. Change in grid performance per energy and grid ratio

Table 3. Results of grid physical characteristics testing on the simulation

Grid ratio		Selectivity (Σ)		Exposure factor (B)		Contrast improvement ratio (K)	
		28 kVp*	35 kVp**	28 kVp	35 kVp	28 kVp	35 kVp
MAM-CP 3.7 : 1	Calculation	4,623	4,348	1,800	1,796	1,441	1,453
	Normalization	0,817	0,768	0,959	0,957	0,957	0,965
600T 5 : 1	Calculation	5,658	5,026	1,876	1,836	1,501	1,505
	Normalization	1,000	0,888	1,000	0,979	0,997	1,000

* 28 kVp: RQA-M2 ** 35 kVp: MW4

Table 4. Results of grid sensitivity calculated from the previous study[15]

Grid ratio	Selectivity (Σ)		
	60 kV	90 kV	120 kV
4 : 1	3.69	2.33	2.09
6 : 1	7.02	3.48	2.92
8 : 1	11.09	4.82	3.65

Table 5. Results of exposure factors and contrast improvement factors calculated from the previous study[12]

Phantom thickness (cm)	Grid ratio	Exposure factor (B)		Contrast improvement ratio (K)	
		25 kVp	35 kVp	25 kVp	35 kVp
4	3.7:1	2.10	1.97	1.25	1.20
	5:1	2.41	2.11	1.22	1.20
8	3.7:1	2.86	2.44	1.43	1.80
	5:1	3.66	2.50	1.42	1.66

MAM-CP의 28 kVp에서 1,800, 35 kVp에서 1,796, 600T의 28 kVp에서 1,876, 35 kVp에서 1,836으로 관전압이 증가함에 따라 감소, 그리드 비가 증가함에 따라 증가되어 Table 5의 선행연구[12] 결과와 동일한 경향을 나타내었다. 그러나, 대조 개선 비는 MAM-CP의 28 kVp에서 1,441, 35 kVp에서 1,453, 600T의 28 kVp에서 1,501, 35 kVp에서 1,505로, 관전압 및 그리드 비가 증가함에 따라 함께 증가되어 선행연구[12]의 결과와 그리드 비의 경향은 일치하였으나, 관전압의 경향이 일치하지 않았다.

IV. 고 찰

본 연구에서는 몬테칼로 시뮬레이션 상에서 유방 촬영용 산란선 제거 그리드를 작성하고 그 물리적 특성을 선행연구 [12,15]의 결과와 비교하였다. 선택도와 노출 인자는 관전압의 증가에 따라 감소, 그리드 비의 증가에 따라 증가되어 선행연구 [12,15]와 동일한 변동 경향을 나타내는 것을 확인하였으나, 대조 개선 비는 관전압 변화에 따른 변동 경향이 선행연구[12]와

일치하지 않는 결과가 도출되었다. 선행연구에서는 4 cm 및 8 cm의 두께의 팬텀을 사용하였으나, 본 연구에서는 설정한 팬텀의 두께는 국가표준인 KS규격에 따라 5 cm로 설정되었다. 이러한 차이점은 선행연구와 본 연구의 대조 개선 비 변동 경향이 다른 원인으로 생각될 수 있다. 선행연구에 따르면 관전압 변화에 따른 대조 개선 비 변동 경향은 팬텀 두께에 따라 다른 양상을 보이는 것으로 보고하고 있다[12]. Table 5에 나타난 선행연구의 결과와 같이 4 cm 두께의 팬텀의 경우 관전압이 증가함에 따라 대조 개선 비가 감소하는 경향을 나타내었으나, 8 cm 두께의 팬텀의 경우 증가하는 경향을 나타내어, 향후 팬텀 두께에 따른 대조 개선 비 변동 경향에 대하여 추가적인 실험 및 분석이 필요할 것으로 사료된다.

또한, 본 연구에서 사용한 방사선 투과율(T_p , T_s , T_t)은 KS 규격을 기반으로 작성된 시뮬레이션을 통해 산출된 값으로, 선행연구와는 그 계산 방법에 차이가 있다. 선행연구에서는 석회화 신호를 팬텀 위에 놓고 관심영역(region of interest, ROI)을 설정한 뒤, ROI 내의 신호와 백그라운드와의 사진농도 차를 활용하여 각 방사선 투과율을 산출하였다. 이러한 방법은 석회화 신호의 소재 및 크기에 따라 수치가 크게 변동될 가능

성이 있으며, 아날로그 시스템을 통해 얻은 사진의 농도를 통하여 계산된 수치이기 때문에 시뮬레이션을 통한 측정을 실시한 본 연구의 결과와 일치하지 않을 가능성이 있다. 따라서, 향후 선행연구에 사용된 석회화 소재 및 크기를 반영한 대조도 패턴을 작성하여 추가적인 대조 개선 비 변동 경향을 확인할 필요가 있다.

V. 결론

몬테카를로 시뮬레이션용 산란선 제거 그리드를 작성하여 그 물리적 특성을 비교한 결과, 시뮬레이션 상에서의 검출기 평가에 대한 유용성을 확인하였다.

REFERENCES

- [1] Sung H, Ferlay J, Siegel RL, Laversanne M, Soerjomataram I, Jemal A, et al. Global cancer statistics 2020: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA Cancer J Clin*. 2021;71:209–49. DOI: <https://doi.org/10.3322/caac.21660>
- [2] Hong S, Won YJ, Park YR, Jung KW, Kong HJ, Lee ES, et al. Cancer statistics in Korea: Incidence, mortality, survival, and prevalence in 2017. *Cancer Res Treat*. 2020;52(2):335–50. DOI: <https://doi.org/10.4143/crt.2020.206>
- [3] Kang MJ, Won YJ, Lee JJ, Jung KW, Kim HJ, Kong HJ, et al. Cancer statistics in Korea: Incidence, mortality, survival, and prevalence in 2019. *Cancer Res Treat*. 2022;54(2):330–44. DOI: <https://doi.org/10.4143/crt.2022.128>
- [4] Berry D, Cronin K, Plevritis S, Fryback D, Clarke L, Zelen M, et al. Effect of screening and adjuvant therapy on mortality from breast cancer. *N Engl J Med*. 2005;353:1784–92. DOI: <http://doi.org/10.1056/NEJMoa050518>
- [5] Song SY, Hong S, Jun JK. Digital mammography as a screening tool in Korea. *J Korean Soc Radiol*. 2021;82(1):2–11. DOI: <https://doi.org/10.3348/jksr.2021.0004>
- [6] Doi K. Diagnostic imaging over the last 50 years: Research and development in medical imaging science and technology. *Phys Med Biol*. 2006;51(13):R5–27. DOI: <http://doi.org/10.1088/0031-9155/51/13/R02>
- [7] Yoon Y, Morishita J, Park M, Kim H, Kim K, Kim J. Monte Carlo simulation-based feasibility study of novel indirect flat panel detector system for removing scatter radiation. *Physica Medica*. 2016;32(1):182–7. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.11.008>
- [8] Roh Y, Yoon Y, Kim K, Kim J, Kim J, Morishita J. A novel radiation detector for removing scattered radiation in chest radiography: Monte Carlo simulation-based performance evaluation. *Journal of Instrumentation*. 2016;11(10):T10008. DOI: <http://doi.org/10.1088/1748-0221/11/10/T10008>
- [9] Yoon Y. An optimal structure of a novel flat panel detector to reduce scatter radiation for clinical usage: Performance evaluation with various angle of incident X-ray. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2017;40(4):533–42. DOI: <https://doi.org/10.17946/JRST.2017.40.4.01>
- [10] Jeong H, Min J, Yoon Y, Kim J. Investigation of physical imaging properties in various digital radiography systems. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2017;40(3):363–70. DOI: <https://doi.org/10.17946/JRST.2017.40.3.02>
- [11] Saunders Jr. R, Samei E, Jesneck J, Lo J. Physical characterization of a prototype selenium-based full field digital mammography detector. *Med Phys*. 2005;32(2):588–99. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.1855033>
- [12] Rezentes PS, De Almeida A, Barnes GT. Mammography grid performance. *Radiology*. 1999;210(1):227–32. DOI: <https://doi.org/10.1148/radiology.210.1.r99dc35227>
- [13] IEC Standard 61267: 2.0. Medical diagnostic x-ray equipment—radiation conditions for use in the determination of characteristics. 2005. Retrieved from <https://webstore.iec.ch/publication/5079>
- [14] KS C IEC60627: 3.0. Diagnostic X-ray imaging equipment—Characteristics of general purpose and mammographic anti-scatter grids. 2019. Retrieved from <https://standard.go.kr/KSCI/standardIntro/getStandardSearchView.do?menuId=919&topMenuId=502&upperMenuId=503&ksNo=KSCIEC60627&tm>

prKsNo=KSCIEC60627&reformNo=03

[15] Mizuta M, Sanada S, Akazawa H, Kasai T, Abe S, Ikeno Y, et al. Comparison of anti-scatter grids for digital imaging with use of a direct-con-

version flat-panel detector. Radiological Physics and Technology. 2011;5(1):46-52. DOI: <https://doi.org/10.1007/s12194-011-0134-1>

구분	성명	소속	직위
제1저자	김예지	동서대학교 일반대학원 융합방사선학과	박사 대학원생
공동저자	조혜진	동서대학교 일반대학원 융합방사선학과	석사 대학원생
교신저자	윤용수	동서대학교 방사선학과	조교수