

유방촬영 시 타겟/필터별 평균유선선량 환산인자 도출

허재빈¹, 남형우¹, 곽민우¹, 김민성¹, 김광표^{1,*}

¹경희대학교 원자력공학과

Derivation of the Mean Glandular Dose Conversion Factors for each Target/Filter in Mammography

Jae Bin Heo¹, Hyeung Woo Nam¹, Min Woo Kwak¹, Min Seong Kim¹ and Kwang Pyo Kim^{1,*}

¹Department of Nuclear Engineering, Kyung Hee University, 1732 Deokyoungdae-ro, Giheoung-gu, Yongin 17104, Republic of Korea

Abstract As the incidence of breast cancer in Korea increases, mammography usage is also increasing. Mean glandular dose (MGD) is used to manage radiation dose in mammography. The MGD is calculated using the MGD conversion factor and measurable radiation quantities. The previously developed MGD conversion factors require half value layer (HVL) that is difficult to measure in medical institutions when used. Therefore, the object of this study is to derive the MGD conversion factor using examination parameter that is easy to obtain, such as tube voltage. In this study, the X-ray spectra of the mammography device for each target/filter were calculated to derive the MGD conversion factors. The breast computational phantom and the exposure situation in mammography were simulated. The MGD conversion factors were derived using the MCNP6 code, and compared with the previously developed MGD conversion factors to verify the derived MGD conversion factors. In the X-ray spectra for each target/filter derived in this study, the mean energy was high in the order of W/Rh, Mo/Rh, and Mo/Mo at the same tube voltage. As a result of comparing under the same parameters, the MGD conversion factors were the highest at W/Rh, followed by Mo/Rh and Mo/Mo. When Mo/Rh and Mo/Mo were compared, the MGD conversion factors of Mo/Rh were higher in the all tube voltage. For all targets/filters, the MGD conversion factors increased as the tube voltage increased at the same glandularity, and the MGD conversion factors decreased as the compressed breast thickness increased. Compared to the MGD conversion factors of Dance and Wu, the differences were 8.9% and 6.8%, respectively. The MGD conversion factors developed in this study will contribute to the reduction of radiation doses resulting from mammography through use in managing radiation doses resulting from mammography at medical institutions that are difficult to measure HVL.

Key words: Mean glandular dose, Conversion factor, Radiation dosimetry, Target/Filter, Mammography

1. 서론

유방촬영은 유방암, 미세석회화 등을 진단하기 위해 유방을 압박한 후 엑스선을 조사하는 영상의학 기법이다.

국내 유방암 발생률은 지속적으로 증가하고 있으며, 2019년 기준 여성 암 발생률 1위를 차지하였다[1]. 유방암 발생률이 증가함에 따라 유방촬영 사용량이 함께 증가하고 있다[2]. 유방촬영 시 유방조직에 집중적인 방사선 피

<http://www.ksri.kr/>

Copyright © 2022 by
Korean Society of Radiation Industry

***Corresponding author.** Kwang Pyo Kim

Tel. +82-31-201-2560 Fax. +31-273-3592 E-mail. kpkim@khu.ac.kr

Received 14 January 2022 **Revised** 22 February 2022 **Accepted** 21 March 2022

폭이 발생한다. 유방조직은 방사선 감수성이 높은 조직이기 때문에 피폭선량의 관리가 필요하다. 국내에서도 유방촬영 시 방사선량 평가 관련 연구가 진행된 바 있다[3]. 방사선방호위원회(ICRP, International Commission on Radiological Protection)에서는 유방조직의 방사선 위해도 관리를 위해 평균유선선량을 사용할 것을 제시하였다[4]. 평균유선선량은 유선조직의 단위질량당 흡수된 에너지를 전체 유선조직에 대해 평균한 것으로 정의된다. 평균유선선량은 측정이 불가능하기 때문에, 평균유선선량 평가 시 측정가능한 방사선량인 입사공기커마 및 조사선량과 평균유선선량 환산인자를 사용하여 계산한다.

기존에 개발된 평균유선선량 환산인자는 대표적으로 Dance 등이 제시한 평균유선선량 환산인자와 Wu 등이 제시한 평균유선선량 환산인자가 있다[5-9]. Dance의 평균유선선량 환산인자는 엑스선의 반가층, 유선비율, 압박유방두께를 사용하여 결정하며, Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh 등의 타겟/필터 사용에 따른 평균유선선량을 평가할 수 있다. Wu의 평균유선선량 환산인자는 엑스선의 반가층, 엑스선의 관전압, 유선비율, 압박유방두께를 사용하여 결정하며, Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh 타겟/필터 사용에 따른 평균유선선량을 평가할 수 있다. Dance의 평균유선선량 환산인자는 입사공기커마와 함께 사용하며, Wu의 평균유선선량 환산인자는 조사선량과 함께 사용한다.

Dance 및 Wu 등이 개발한 평균유선선량 환산인자를 사용하기 위해서는 엑스선의 반가층에 대한 정보가 필요하다. 유방촬영장치에서 발생하는 엑스선의 반가층을 측정하기 위해서는 정밀하게 가공된 고순도의 알루미늄 차폐체와 선량계가 필요하다. 이러한 측정장비들은 일반적인 의료기관에서 보유하고 있지 않기 때문에, 기존에 개발된 평균유선선량 환산인자는 의료현장에서 적용하기에 어려움이 있다. 그리고 Dance 및 Wu 등이 개발한 평균유선선량 환산인자는 유방의 최신 물질정보가 반영되어 있지 않은 실정이다. 따라서 최신 물질정보를 반영하며, 의료기관에서 고순도의 알루미늄 차폐체와 선량계 없이 평균유선선량을 평가할 수 있도록 하는 새로운 평균유선선량 환산인자 개발이 필요하다.

본 연구의 목표는 새로운 타겟/필터별 평균유선선량 환산인자를 도출하는 것이다. 이를 위해 스펙트럼 계산 프로그램을 사용하여 유방촬영장치에서 발생하는 타겟/필터별 엑스선 스펙트럼을 도출하였다. 그리고 기존 연구를

참고하여 유방 선량평가모의체 및 유방촬영 시 피폭상황을 전산모사하였다. 도출된 엑스선 스펙트럼과 전산모사 결과를 기반으로 MCNP6 전산코드를 사용하여 타겟/필터별 평균유선선량 환산인자를 도출하였다. 그리고 평균유선선량 환산인자를 검증하기 위해, 동일 조건 하에서 기존의 평균유선선량 환산인자와 비교하였다.

2. 재료 및 방법

2.1. 유방촬영장치의 타겟/필터별 엑스선 스펙트럼 도출

평균유선선량 환산인자 도출을 위해 유방촬영장치의 타겟/필터별 엑스선 스펙트럼을 도출하였다. 엑스선 스펙트럼을 도출할 타겟/필터를 선정하기 위해, 국내에 설치된 유방촬영장치에서 사용 중인 타겟/필터를 조사하였다. 국내에 설치된 유방촬영장치에서 주로 사용하는 타겟 물질은 몰리브덴(Mo), 로듐(Rh), 텅스텐(W)으로 나타났으며, 필터 물질은 몰리브덴(Mo), 로듐(Rh), 은(Ag), 알루미늄(Al)으로 나타났다[10]. 국내에서 사용 중인 타겟/필터 중 사용비율이 높은 타겟/필터에 대한 스펙트럼을 도출하기 위해 2018년 국내 유방촬영 진단참고수준 연구를 참고하였다. 국내 사용비율이 높은 타겟/필터는 Mo/Mo, W/Rh, Mo/Rh으로 나타났다[11]. 따라서 본 연구에서는 엑스선 스펙트럼 도출을 위한 타겟/필터로 Mo/Mo, W/Rh, Mo/Rh를 선정하였다.

선정한 타겟/필터에 대한 엑스선 스펙트럼 도출 시 의학 물리 및 공학 연구소(IPEM, Institute of Physics and Engineering in Medicine)에서 개발한 SRS-78 엑스선 스펙트럼 계산 프로그램을 사용하였다[12]. SRS-78 엑스선 스펙트럼 계산 프로그램은 타겟 물질, 필터 물질, 필터 두께, 관전압, 양극 각도 등을 이용하여 엑스선 스펙트럼을 도출한다. 본 연구에서 사용한 타겟/필터별 필터 두께는 Dance 등의 연구를 참고하였다[6]. 엑스선관의 방사창 두께 및 물질은 고평옥 등의 연구를 참고하여 0.8 mm 두께의 베릴륨으로 설정하였다[13]. 양극 각도의 경우 엑스선관 제조사 및 모델에 따라 상이하기 때문에 SRS-78 프로그램의 기본값을 사용하였다. Table 1에는 엑스선 스펙트럼 도출 시 사용한 타겟 물질, 필터 물질, 양극 각도, 필터 두께를 나타내었다.

Table 1. Target, filter material, anode angle, and filter thickness used to derive the X-ray spectrum

Target/Filter	Target material	Filter material	Anode angle	Filter thickness
Mo/Mo	Molybdenum	Molybdenum	9°	30 μm
Mo/Rh	Molybdenum	Rhodium	9°	25 μm
W/Rh	Tungsten	Rhodium	12°	50 μm

Table 2. Material information of breast phantom by glandularity

Material information	Glandularity (%)				
	0.1	25	50	75	100
Density (g cm^{-3})	0.9501	0.9675	0.9850	1.0025	1.0200
H	11.399%	11.200%	11.000%	10.800%	10.600%
C	59.773%	53.150%	46.500%	39.850%	33.200%
N	0.702%	1.275%	1.850%	2.425%	3.000%
O	27.825%	34.025%	40.250%	46.475%	52.700%
Na	0.100%	0.100%	0.100%	0.100%	0.100%
P	0.000%	0.025%	0.050%	0.075%	0.100%
S	0.100%	0.125%	0.150%	0.175%	0.200%
Cl	0.100%	0.100%	0.100%	0.100%	0.100%

2.2. 유방 선량평가모의체 및 유방촬영 시 피폭상황 전산모사

평균유선선량 환산인자 도출을 위해 유방 선량평가모의체 및 유방촬영 시 피폭상황을 전산모사하였다. 유방 선량평가모의체 모사 시 Dance의 연구에서 사용된 기하구조를 사용하였다[5]. 유방 선량평가모의체는 반지름이 8 cm인 반원기둥을 사용하여 압박된 형태를 모사하였다. 유선 및 지방 혼합조직을 가운데에 위치시켰으며, 흉벽 방향을 제외한 모든 바깥부분에 0.5 cm 두께의 지방조직이 둘러싸고 있는 형태로 모사하였다. 유선조직 및 지방조직의 최신 물질 정보를 반영하기 위해 국제방사선단위 측정위원회(ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements) 보고서 44에 제시된 지방조직과 유선조직의 물질 정보를 참고하였으며, 유선비율에 따른 혼합조직의 원소 구성비 및 밀도를 계산하였다[14]. Table 2에는 유방 선량평가모의체 전산모사 시 사용한 유선비율별 혼합조직의 원소 구성비와 밀도를 나타내었다.

유방 선량평가모의체에 선원, 유방촬영 장치의 기하구조 등을 고려하여 유방촬영 시 피폭상황을 전산모사하였다. 일반적으로 유방촬영 장치에서 사용하는 초점-필름 간 거리를 반영하여 선원으로부터 유방 지지대까지의

거리를 65 cm로 설정하였다. 선원은 유방촬영 장치에서 사용되는 0.3 mm의 초점 크기를 모사하기 위해 지름 0.3 mm의 구 선원으로 설정하였다. 콜리메이터의 기하구조는 선원에서 방출되는 엑스선의 조사면적이 일반적으로 유방촬영에서 사용되는 유방지지대 상부에서 $18 \times 24 \text{ cm}^2$ 의 면적으로 조사되도록 설정하였다. 유방 압박패들의 물질과 두께는 Dance 등의 연구를 참고하여 두께 2 mm의 폴리카보네이트로 설정하였다[6]. 선원에서 방출되는 엑스선의 스펙트럼은 이전 단계에서 도출한 타겟/필터별 엑스선 스펙트럼을 사용하였다. 유방 선량평가모의체와 유방촬영 장치의 기하구조를 제외한 부분은 공기로 가정하였다. 공기의 원소 구성비 및 밀도는 ICRU 보고서 37에서 제시한 값을 사용하였다[15].

2.3. 몬테카를로 방법론 기반 평균유선선량 환산인자 도출 및 검증

몬테카를로 방법론 기반의 MCNP6 전산코드를 사용하여 평균유선선량 환산인자를 도출하였다. 유방촬영 시 유선조직이 피폭한 방사선량을 계산하기 위해 앞서 도출한 타겟/필터별 스펙트럼과 피폭상황 전산모사를 사용하였다. 그리고 전산모사된 피폭상황에서의 입사공기커마를

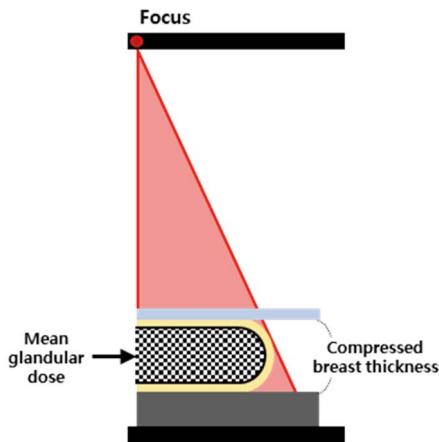


Fig. 1. The calculation point of the mean glandular dose in the case of simulation using MCNP6.

계산하기 위해 미국영상의학회(ACR, American College of Radiology)에서 제시하는 입사공기커마 측정지점에 이온전리함을 모사하였다[16]. 도출한 평균유선선량 환산인자를 기존에 개발된 평균유선선량 환산인자와 비교를 통해 검증하였다.

Fig. 1에는 MCNP6 전산코드를 사용한 전산모사 시 유선조직 흡수선량의 계산 지점을 나타내었다. 유선조직에 흡수된 에너지를 계산하기 위해 유선과 지방 혼합조직에 *F6 Tally를 설정하였다. 에너지에 따라 유선 및 지방 조직에 흡수되는 에너지 비율이 변하는 것을 고려하였다. 유선 및 지방조직에 흡수되는 에너지 비율 변화 고려 시 Gholamkar 등의 연구에 제시된 수식을 통해 유방에 흡수된 에너지 중 유선조직에 흡수된 에너지 비율을 계산하였다[17]. 유선 및 지방조직의 질량에너지흡수계수는 ICRU 보고서 44에 제시된 값을 사용하였다[14].

Fig. 2에는 MCNP6 전산코드를 사용한 전산모사 시 입사공기커마 계산 지점을 나타내었다. 입사공기커마 계산 지점 선정 시 미국 영상의학회에서 제시하는 입사공기커마 측정법을 참고하였다[16]. 입사공기커마 계산 지점은 흉벽에서 4 cm 이격된 위치에서 이온전리함이 유방 압박 패들과 접하도록 설정하였다. 이온전리함 전산모사 시 반지름 1.5 cm, 두께 2 mm의 공기를 설정하였다. 계산한 유선조직의 흡수선량을 입사공기커마로 나누어 평균유선선량 환산인자를 도출하였다.

평균유선선량 평가 시 사용할 수 있는 기존 평균유선선량 환산인자는 Dance의 평균유선선량 환산인자와 Wu의 평균유선선량 환산인자가 있다[16,18,19]. 본 연구에서는

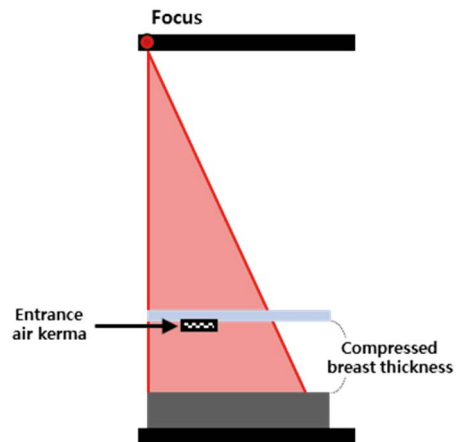


Fig. 2. The calculation point of the entrance air kerma in the case of simulation using MCNP6.

도출한 평균유선선량 환산인자를 검증하기 위해 Dance 및 Wu의 평균유선선량 환산인자와 동일 조건에서 비교하였다[6,8,9]. Dance 및 Wu의 평균유선선량 환산인자를 결정하기 위해서는 유방촬영 시 사용된 엑스선의 반가층 정보가 필요하다. 따라서 동일한 반가층에 대한 평균유선선량 환산인자를 비교하기 위해 본 연구에서 사용한 엑스선 스펙트럼의 반가층을 MCNP6 전산코드를 사용하여 계산하였다. 본 연구에서 도출한 평균유선선량 환산인자와 Dance의 평균유선선량 환산인자 비교는 Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh에 대해 수행하였으며, Wu의 평균유선선량 환산인자와 비교는 Mo/Mo, Mo/Rh에 대해 수행하였다.

3. 결과

본 연구에서는 유방촬영 시 타겟/필터별 평균유선선량 환산인자를 도출하였다. 이를 위해 유방촬영장치의 타겟/필터별 엑스선 스펙트럼을 도출하였으며, 유방 선량평가 모의체 및 유방촬영 시 피폭상황을 전산모사하였다. 그리고 몬테카를로 방법론 기반의 전산코드를 사용하여 평균유선선량 환산인자를 도출하였으며, 도출한 평균유선선량 환산인자를 기존의 평균유선선량 환산인자와 비교하여 검증하였다.

3.1. 유방촬영장치의 타겟/필터별 엑스선 스펙트럼 도출 결과

Figs. 3~5에는 도출한 유방촬영장치의 타겟/필터 종류

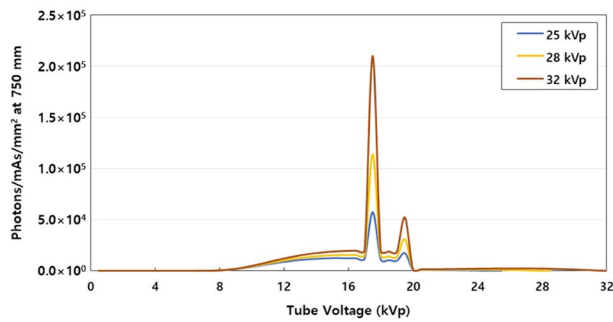


Fig. 3. X-ray spectrum derived using the SRS-78 (Mo/Mo).

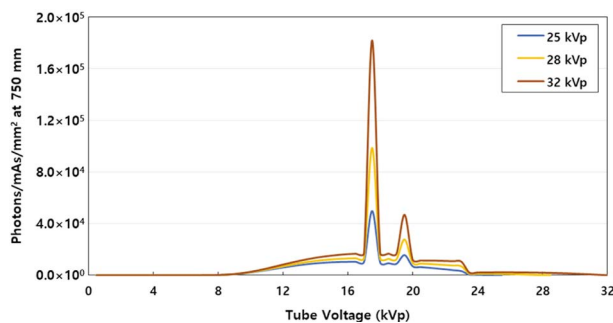


Fig. 4. X-ray spectrum derived using the SRS-78 (Mo/Rh).

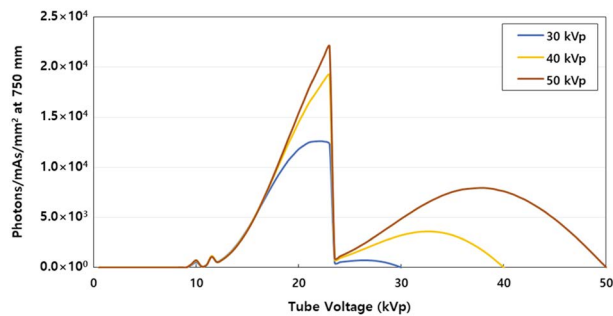


Fig. 5. X-ray spectrum derived using the SRS-78 (W/Rh).

별 엑스선 스펙트럼을 나타내었다. 몰리브덴 타겟을 쓰는 Mo/Mo, Mo/Rh의 경우 17.5, 19.5 keV에서 높은 피크가 발생하였다. 텅스텐 타겟을 쓰는 W/Rh에서는 약 10.0, 11.0 keV에서 피크가 발생하였다.

Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh의 스펙트럼 모두 특정 에너지에서 급격한 감쇠가 나타났다. 몰리브덴 필터를 사용하는 Mo/Mo의 엑스선 스펙트럼은 약 20 keV 이상의 에너지 영역부터 급격한 감쇠가 발생하였으며, 로듐 필터를 사용하는 Mo/Rh, W/Rh의 엑스선 스펙트럼은 약 23 keV부터 급격한 감쇠가 발생하였다. 세 타겟/필터 모두 필터에 의

한 감쇠로 인하여 스펙트럼의 평균 광자 에너지가 증가하였다. 관전압 30 kVp에서 Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh 타겟/필터의 필터물질에 의한 감쇠 이전 엑스선 스펙트럼의 평균 광자 에너지는 각각 13.7, 13.7, 11.2 keV였으며, 필터에 의한 엑스선 스펙트럼 경화 후 평균 광자 에너지는 각각 16.7, 17.6, 19.2 keV로 나타났다.

3.2. 몬테카를로 방법론 기반 평균유선선량 환산인자 도출 및 검증 결과

Tables 3~5에는 본 연구에서 도출한 타겟/필터별 평균유선선량 환산인자를 나타내었다. 본 연구에서는 도출한 평균유선선량 환산인자를 Dance 및 Wu의 평균유선선량 환산인자와 비교하였다[6,8,9]. Dance의 평균유선선량 환산인자와 비교결과 Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh에 대해 각각 평균 상대오차는 7.3%, 10.0%, 8.6%로 나타났으며, 유선비율이 클수록 상대오차는 줄어드는 것으로 나타났다. 유선비율 50% 이하에서는 모든 관전압 및 압박유방두께에 대해 본 연구의 평균유선선량 환산인자가 Dance의 평균유선선량 환산인자보다 작게 나타났으며, 유선비율 75% 이상에서는 일관된 경향성을 나타내지 않았다. 그리고 Wu의 평균유선선량 환산인자와 비교 결과 Mo/Mo, Mo/Rh에 대해 각각 평균 상대오차는 6.9%, 6.7%로 나타났으며, 유선비율 50%에서 상대오차가 가장 낮은 것으로 나타났다. 유선비율 0.1%에서는 모든 관전압 및 압박유방두께에 대해 본 연구의 평균유선선량 환산인자가 Wu의 평균유선선량 환산인자보다 낮게 나타났으며, 유선비율 75% 이상에서는 본 연구의 평균유선선량 환산인자가 더 크게 나타났다.

4. 고 찰

4.1. 유방촬영장치의 타겟/필터별 엑스선 스펙트럼 분석

Mo/Mo, Mo/Rh에서 나타난 피크의 에너지는 몰리브덴의 K각 특성엑스선 에너지와 일치하였다[20]. W/Rh에서 나타난 피크의 에너지는 텅스텐의 L각 특성엑스선 에너지와 일치하였다[21,22]. W/Rh의 엑스선 스펙트럼에서 K 특성 엑스선이 관찰되지 않은 이유는 인가전압인 30~50 kVp에 의해 가속된 전자의 에너지가 텅스텐의 K 특성엑스선 에너지인 약 58 keV보다 낮기 때문으로 판단된다[23].

Table 3. MGD conversion factor for Mo/Mo

Glandularity (%)	Compressed breast thickness (cm)	Tube voltage (kV)			
		25	28	30	32
0.1	2	0.357	0.343	0.330	0.317
	3	0.257	0.243	0.229	0.216
	4	0.197	0.184	0.171	0.159
	5	0.158	0.146	0.135	0.125
	6	0.130	0.120	0.110	0.102
	7	0.110	0.101	0.093	0.085
	8	0.095	0.087	0.080	0.074
	25	2	0.305	0.384	0.369
3		0.204	0.283	0.267	0.253
4		0.149	0.219	0.204	0.190
5		0.116	0.176	0.162	0.151
6		0.095	0.145	0.134	0.123
7		0.079	0.123	0.113	0.104
8		0.068	0.107	0.098	0.090
50		2	0.344	0.331	0.400
	3	0.240	0.226	0.297	0.282
	4	0.178	0.167	0.231	0.216
	5	0.140	0.130	0.187	0.173
	6	0.114	0.106	0.155	0.143
	7	0.096	0.089	0.131	0.121
	8	0.083	0.077	0.113	0.104
	75	2	0.371	0.358	0.345
3		0.267	0.254	0.241	0.309
4		0.202	0.189	0.178	0.240
5		0.161	0.150	0.139	0.195
6		0.132	0.122	0.114	0.162
7		0.111	0.103	0.095	0.137
8		0.096	0.089	0.082	0.119
100		2	0.400	0.385	0.372
	3	0.293	0.279	0.264	0.251
	4	0.226	0.211	0.198	0.186
	5	0.182	0.169	0.157	0.147
	6	0.150	0.139	0.129	0.120
	7	0.127	0.117	0.109	0.101
	8	0.110	0.101	0.094	0.087

Table 4. MGD conversion factor for Mo/Rh

Glandularity (%)	Compressed breast thickness (cm)	Tube voltage (kV)			
		25	28	30	32
0.1	2	0.401	0.387	0.372	0.359
	3	0.299	0.283	0.269	0.256
	4	0.233	0.218	0.204	0.191
	5	0.189	0.175	0.163	0.152
	6	0.156	0.145	0.134	0.124
	7	0.133	0.123	0.113	0.105
	8	0.115	0.106	0.098	0.090
	25	2	0.347	0.429	0.414
3		0.243	0.323	0.307	0.292
4		0.180	0.255	0.239	0.224
5		0.142	0.207	0.193	0.180
6		0.116	0.173	0.160	0.148
7		0.097	0.147	0.136	0.126
8		0.084	0.128	0.118	0.109
50		2	0.386	0.374	0.440
	3	0.277	0.263	0.333	0.317
	4	0.210	0.198	0.262	0.246
	5	0.168	0.157	0.215	0.200
	6	0.138	0.128	0.179	0.165
	7	0.116	0.108	0.152	0.141
	8	0.100	0.093	0.132	0.122
	75	2	0.409	0.396	0.384
3		0.301	0.286	0.272	0.341
4		0.231	0.217	0.205	0.269
5		0.187	0.174	0.163	0.221
6		0.154	0.143	0.133	0.185
7		0.130	0.121	0.112	0.158
8		0.113	0.104	0.097	0.137
100		2	0.435	0.420	0.406
	3	0.324	0.308	0.293	0.279
	4	0.253	0.238	0.223	0.211
	5	0.206	0.192	0.179	0.168
	6	0.171	0.159	0.147	0.137
	7	0.145	0.135	0.125	0.116
	8	0.126	0.117	0.108	0.100

Mo/Mo의 엑스선 스펙트럼과 Mo/Rh, W/Rh의 엑스선 스펙트럼은 각각 약 20, 23 keV 이상의 에너지 영역부터 급격한 감쇠가 발생하였다. 각각의 스펙트럼에서 급격한 감쇠가 발생한 이유는 필터 물질로 사용되는 몰리브덴 및 로듐의 질량감쇠계수가 약 20, 23 keV부터 급격히 증가하

기 때문인 것으로 판단된다. 20, 23 keV는 각각 몰리브덴과 로듐의 K각 전자결합에너지에 해당한다[24].

필터에 의한 엑스선 스펙트럼의 경화는 W/Rh이 가장 큰 것으로 나타났다. 관전압 30 kVp를 기준으로 Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh의 필터적용 전후의 평균 광자 에너지를 비

Table 5. MGD conversion factor for W/Rh

Glandularity (%)	Compressed breast thickness (cm)	Tube voltage (kV)				
		30	35	40	45	50
0.1	2	0.517	0.503	0.489	0.474	0.462
	3	0.407	0.390	0.373	0.357	0.343
	4	0.328	0.310	0.294	0.278	0.264
	5	0.273	0.257	0.241	0.227	0.213
	6	0.232	0.216	0.202	0.189	0.177
	7	0.200	0.186	0.174	0.162	0.151
	8	0.175	0.162	0.151	0.140	0.131
	25	2	0.545	0.532	0.517	0.503
3		0.434	0.419	0.401	0.385	0.370
4		0.354	0.337	0.320	0.304	0.290
5		0.298	0.282	0.266	0.250	0.237
6		0.254	0.238	0.224	0.210	0.198
7		0.219	0.205	0.192	0.180	0.169
8		0.193	0.180	0.169	0.158	0.148
50		2	0.574	0.561	0.549	0.536
	3	0.467	0.450	0.434	0.417	0.402
	4	0.384	0.366	0.350	0.333	0.320
	5	0.326	0.309	0.293	0.277	0.263
	6	0.281	0.265	0.251	0.236	0.223
	7	0.244	0.229	0.216	0.203	0.192
	8	0.215	0.202	0.190	0.178	0.167
	75	2	0.601	0.587	0.574	0.562
3		0.493	0.477	0.460	0.445	0.430
4		0.415	0.398	0.382	0.366	0.351
5		0.353	0.336	0.320	0.306	0.291
6		0.307	0.291	0.277	0.263	0.249
7		0.267	0.253	0.241	0.228	0.216
8		0.238	0.225	0.213	0.202	0.191
100		2	0.629	0.617	0.604	0.591
	3	0.528	0.512	0.495	0.480	0.465
	4	0.451	0.434	0.418	0.401	0.386
	5	0.389	0.372	0.357	0.342	0.327
	6	0.341	0.325	0.310	0.296	0.283
	7	0.300	0.284	0.271	0.259	0.247
	8	0.266	0.252	0.241	0.229	0.219

교하였을 때 W/Rh의 평균 광자에너지 증가량이 가장 높게 나타났다. Fig. 6에는 필터두께를 고려한 몰리브덴과 로듐의 에너지별 감쇠계수를 나타내었다. 로듐 필터를 사용한 엑스선 스펙트럼의 평균 광자 에너지가 몰리브덴 필터를 사용한 엑스선 스펙트럼의 평균 광자 에너지보다 높은 이

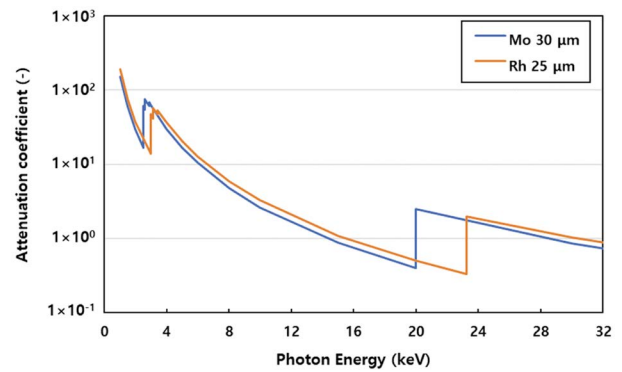


Fig. 6. The attenuation coefficient in the low-energy of the Mo and Rh filters considering the thickness.

유는 저에너지에 대한 로듐의 감쇠계수가 더 크기 때문으로 판단된다. 동일한 로듐 필터를 사용한 Mo/Rh 및 W/Rh를 비교하였을 때, W/Rh의 엑스선 스펙트럼 경화가 큰 이유는 해당 타겟/필터의 로듐 필터가 더 두꺼워 저에너지에 대한 감쇠가 더 많이 발생했기 때문으로 판단된다.

4.2. 조건별 평균유선선량 환산인자 분석

동일 조건하에서 타겟/필터별 평균유선선량 환산인자를 비교하기 위해 모든 타겟의 관전압 범위에 포함되는 30 kVp를 기준으로 비교하였다. 비교 결과 본 연구에서 도출한 평균유선선량 환산인자는 W/Rh에서 가장 높게 나타났다. 그 다음으로 Mo/Rh, Mo/Mo 순으로 높게 나타났다. Mo/Rh과 Mo/Mo의 경우 평균유선선량 환산인자는 전체 관전압 범위에서 Mo/Rh이 더 높게 나타났다. 동일한 조건에서 타겟/필터마다 평균유선선량 환산인자에 차이를 보이는 이유는 타겟의 특성, 필터의 물질, 필터의 두께에 의해 발생된 평균에너지와 엑스선 스펙트럼 차이 때문인 것으로 판단된다.

모든 타겟/필터는 동일한 유선비율일 때 관전압이 증가함에 따라 평균유선선량 환산인자가 증가하였으며, 압박유방두께가 증가함에 따라 평균유선선량 환산인자가 감소하였다. 압박유방두께가 두꺼울수록 평균유선선량 환산인자가 낮게 나타나는 이유는 유방촬영 시 사용되는 저에너지 엑스선의 특성으로 인하여 유방조직 내 깊이에 따른 선량이 급격히 감소하기 때문으로 판단된다[25]. 평균유선선량은 유선조직의 단위질량당 흡수된 에너지를 전체 유선조직에 대해 평균한 값이다. 따라서 압박유방두께가 증가함에 따른 유선조직 질량의 증가율이 유선조직 내

Table 6. Comparison of the methodology of deriving the MGD conversion factor in this study, Dance *et al.*, Wu

Category	This study	Dance	Wu
Material information	ICRU 44 [14]	Hammerstein [25]	Hammerstein [25]
X-ray spectrum	SRS-78	Birch <i>et al.</i> [26] Thilander-Klang [27]	Tucker <i>et al.</i> [20]
Cross-section information	ENDF/B-VI release 8	Storm and Israel [28] Hubbel [29] Hubbel and Överbö [30]	Kinsey [31]
Computational code	MCNP6.0	Bespoke	MCNP

흡수된 에너지의 증가율보다 크기 때문에, 압박유방두께가 증가할수록 평균유선선량 환산인자가 감소하는 것으로 판단된다.

본 연구의 평균유선선량 환산인자가 Dance 및 Wu의 평균유선선량 환산인자와 차이가 발생하는 이유는 사용한 물질정보, 엑스선 스펙트럼, 반응단면적, 전산코드 등이 상이하기 때문으로 판단된다. Table 6에는 본 연구, Dance, Wu의 연구의 평균유선선량 환산인자 도출 방법론을 비교하였다.

5. 결론

국내 유방암 발생률이 증가함에 따라 유방촬영 사용량이 함께 증가하고 있다. 유방조직은 방사선 감수성이 높은 조직이기 때문에 방사선량의 관리가 필요하다. 기존에 개발된 평균유선선량 환산인자는 대표적으로 Dance 등이 제시한 평균유선선량 환산인자와 Wu 등이 제시한 평균유선선량 환산인자가 있다. Dance 및 Wu 등이 개발한 평균유선선량 환산인자는 최신의 물질정보가 반영되지 않았으며, 엑스선의 반가층에 대한 정보가 요구된다. 본 연구에서는 얻기 쉬운 검사조건을 사용하며, 최신 물질정보가 반영된 새로운 타겟/필터별 평균유선선량 환산인자를 도출하였다.

본 연구에서는 SRS-78 엑스선 스펙트럼 계산 프로그램을 사용하여 유방촬영 장치에서 발생하는 엑스선 스펙트럼을 도출하였다. Mo/Mo, Mo/Rh 타겟/필터에서는 몰리브덴의 K 특성엑스선에 해당하는 약 17.5, 19.5 keV에서 높은 피크가 발생하였다. W/Rh 타겟/필터에서는 텅스텐의 L 특성엑스선에 해당하는 약 10.0, 11.0 KeV에서 피크

가 발생하였다. 그리고 몰리브덴 필터를 사용하는 Mo/Mo의 엑스선 스펙트럼은 몰리브덴 K각 전자결합에너지에 해당하는 약 20 keV 이상의 에너지 영역부터 급격한 감쇠가 발생하였으며, 로듐 필터를 사용하는 Mo/Rh, W/Rh의 엑스선 스펙트럼은 로듐의 K각 전자결합에너지에 해당하는 약 23 keV부터 급격한 감쇠가 발생하였다.

SRS-78 스펙트럼 계산 프로그램을 사용하여 도출한 엑스선 스펙트럼과 유방 선량평가모의체 및 유방촬영 시 피폭상황 전산모사를 기반으로 몬테카를로 방법론 기반의 MCNP6 전산코드를 사용하여 평균유선선량 환산인자를 도출하였다. 관전압 30 kVp를 기준으로 비교한 결과 본 연구에서 도출한 평균유선선량 환산인자는 W/Rh에서 가장 높게 나타났으며, 그 다음으로 Mo/Rh, Mo/Mo 순으로 높게 나타났다. Mo/Rh와 Mo/Mo의 경우 평균유선선량 환산인자는 전체 관전압 범위에서 Mo/Rh이 더 높게 나타났다. 모든 타겟/필터는 동일한 유선비율일 때 관전압이 증가함에 따라 평균유선선량 환산인자가 증가하였으며, 압박유방두께가 증가함에 따라 평균유선선량 환산인자가 감소하였다. 본 연구에서 도출한 평균유선선량 환산인자는 Dance의 평균유선선량 환산인자와 비교 시 Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh에 대해 각각 7.3%, 10.0%, 8.6%의 평균 상대오차를 나타냈으며, Wu의 평균유선선량 환산인자와 비교 시 Mo/Mo, Mo/Rh에 대해 각각 6.9%, 6.7%의 평균 상대오차를 나타냈다.

본 연구에서 개발한 평균유선선량 환산인자는 반가층 측정에 어려움이 있는 의료 현장에서 유방촬영에 의한 방사선량 관리 시 활용될 수 있을 것이며, 최종적으로 유방 촬영 시 발생하는 환자선량의 저감화에 기여할 수 있을 것이다.

사 사

본 연구는 원자력안전위원회의 재원으로 한국원자력안전재단의 지원을 받아 수행한 원자력안전연구사업의 연구결과입니다(No. 1805016).

참고문헌

1. 국가암정보센터. Accessed 2022.01.01. <https://www.cancer.go.kr/lay1/S1T639C641/contents.do>
2. 질병관리청. 2020. 의료방사선 이용에 따른 국민방사선량 평가 연구.
3. Nam HW, Heo JB, Lee MY, Na HJ and Kim KP. 2021. Evaluation of Radiation Dose for Mammography and Analysis of National Diagnostic Reference Levels, *J. Radiat. Ind.* **15**(3):191-198. <https://doi.org/10.23042/radin.2021.15.3.191>
4. ICRP. 1987. Protection of the patient in nuclear medicine. ICRP Publication 52. Ann ICRP 17.
5. Dance DR. 1990. Monte-carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. *Phys. Med. Biol.* **35**(9):1211-1219. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/35/9/002>
6. Dance DR, Skinner CL, Young KC, Beckett JR and Kotre CJ. 2000. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys. Med. Biol.* **45**:3225-3240. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/45/11/308>
7. Dance DR, Young KC and van Engen RE. 2009. Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Phys. Med. Biol.* **54**:4361-4372. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/14/002>
8. Wu X, Barnes GT and Tucker DM. 1991. Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. *Radiology* **179**(1):143-148. <https://doi.org/10.1148/radiology.179.1.2006265>
9. Wu X, Gingold EL, Barnes GT and Tucker DM. 1994. Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography. *Radiology* **193**(1):83-89. <https://doi.org/10.1148/radiology.193.1.8090926>
10. 식품의약품안전청. 2009. 유방촬영 엑스선의 특성평가를 위한 연구.
11. 질병관리본부. 2018. 환자 촬영종류별 진단참고수준 마련: 유방 및 일반촬영 12개 종류 추가.
12. Cranley K, Gilmore BJ, Fogarty GWA and Desponds L. 1997. Catalogue of diagnostic X-ray spectra and other data. IPEM Report 78.
13. Ko KO, Park SH and Lee JK. 2004. Assessment of patient close in mammography using monte carlo simulation. *J. Nuclear Sci. Technol.* **41**:215-218. <https://doi.org/10.1080/00223131.2004.10875684>
14. ICRU. 1989. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. ICRU Report 44.
15. ICRU. 1984. Stopping powers for electrons and positrons. ICRU Report 37.
16. Berns EA, Pfeiffer DE, Butler PF, Adent C, Baird R, Baker JA, Barke LD, Bassett LW, Dixon S, Hendrick RE, Monticciolo DL, Zuley ML, Zulkoski L, Sandrick J, Uzenoff RA, Zerhouni M, Boston M, Gress DA and Platt PL. 2018. Digital mammography quality control manual. American College of Radiology, Reston (VA).
17. Gholamkar L, Mowlavi AA, Sadeghi M and Athari M. 2016. Assessment of mean glandular dose in mammography system with different anode-filter combinations using MCNP code. *Iran J Radiol.* **13**(4):e36484. <https://doi.org/10.5812/iranradiol.36484>
18. EC. 1996. European protocol on dosimetry in mammography. Office for official publications of the European communities.
19. NCRP. 2004. A guide to mammography and other breast imaging procedures. NCRP Report No. 149.
20. Tucker DM, Barnes GT and Wu XZ. 1991. Molybdenum target x-ray spectra: a semiempirical model. *Med. Phys.* **18**(3):402-407. <https://doi.org/10.1118/1.596686>
21. Bearden JA and Buff AF. 1967. Reevaluation of x-ray atomic energy levels. *Rev. Mod. Phys.* **39**(1):125-142. <https://doi.org/10.1103/RevModPhys.39.125>
22. Wang X, Xu Z, Zhang L, Hu P and Shi X. 2014. Angular distribution of L x-ray emission from tungsten following photoionization. *Radiat. Phys. Chem.* **103**:213-215. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2014.05.061>
23. Tucker DM, Barnes GT and Chakraborty DP. 1991. Semiempirical model for generating tungsten target x-ray spectra. *Med. Phys.* **18**(2):211-218. <https://doi.org/10.1118/1.596709>
24. Hubbell JH and Seltzer SM. 1995. Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements Z = 1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest. NISTIR 5632.
25. Hammerstein GR, Miller DW, White DR, Masterson ME, Woodard HQ and Laughlin JS. 1979. Absorbed radiation dose in mammography. *Radiology* **130**(2):485-491. <https://doi.org/10.1148/130.2.485>
26. Birch R, Marshall M and Ardran GM. 1979. Catalogue of spectral data for diagnostic x-rays. Scientific Report Series 30. Hospital Physicists Association, London.
27. Thilander-Klang A. 1997. Diagnostic quality and absorbed

- dose in mammography: influence of x-ray spectra and breast anatomy. Ph.D. thesis, University of Göteborg, Sweden.
28. Storm E and Israel HI. 1970. Photon cross sections from 1 keV to 100 MeV for elements $Z=1$ to $Z=100$. *Nucl. Data Tab.* **A7**:595-681.
29. Hubbell JH, Veigele WJ, Briggs EA, Brown RT, Cromer DT and Howerton RJ. 1975. Atomic form factors, incoherent scattering functions and photon scattering cross sections. *J. Phys. Chem. Data* **4**(3):471-538. <https://doi.org/10.1063/1.555523>
30. Hubbell JH and Överbö I. 1979. Relativistic atomic form factors and photon coherent scattering cross sections. *J. Phys. Chem. Data* **8**(1):69-106. <https://doi.org/10.1063/1.555593>
31. Kinsey R. 1979. Data formats and procedure for evaluated nuclear data file, ENDF. BNL-NCS-50496, 2nd ed. Brookhaven National Laboratory, New York.