

Dose Evaluation Using Mathematical Simulation of Radiation Exposure Body in Mammography System

Jinsoo Lee

Department of Radiology, Inje University Haeundae Paik Hospital

유방영상시스템에서 수학적 모의피폭체를 이용한 선량평가

이진수

인제대학교 해운대백병원 영상의학과

Abstract

Mammography is mostly performed by series projection on both breasts. While taking mammography, it is less than average glandular dose of 3 mGy which regulated. But mammography is exposed much more doses actually, due to additional or series projection. Also, it is difficult to recognize around organ dose except exposed breast. Using mathematical simulation of radiation exposure body in mammography, we studied around organ dose distribution by changing thickness(25, 30, 50 μm) of filter and relative absorption dose rate which set on basis of exposed breast. as a result, when setting of basis of exposed breast, dose of opposite breast is more affected approximately from 79.26 to 86.31%. when using 25 μm of filter thickness than 30 μm , 50 μm of filter thickness in Mo/Mo, W/Rh combination which used actually, absorbed dose rates for opposite breast and around organ were low.

Key Words : mammography, Mathematical simulation of radiation exposure body, organ dose

요약

유방촬영의 경우 대부분 양쪽 유방에 대해 연속촬영이 시행되고 있으며, 검사 시 규정하고 있는 3 mGy의 평균유선 선량 보다 낮다 하더라도 추가 검사 및 연속촬영으로 인해 실제로는 더 많은 선량을 받게 된다. 또한 검사 유방 외에 주변장기선량에 대해 인지하기 어렵다. 이에 본 연구는 유방영상시스템에서 수학적 모의피폭체를 이용하여 필터의 두께 변화(25, 30, 50 μm)에 따른 주변장기 선량분포와 검사측 유방을 기준으로 한 상대적 흡수선량률을 알아보았다. 그 결과 검사 반대 유방의 선량이 검사 유방을 기준으로 79.26~86.31% 정도로 많은 영향이 미치는 것으로 나타났으며, Mo/Mo, W/Rh 조합에서 실제 사용되고 있는 필터 두께 30 μm , 50 μm 보다 얇은 25 μm 를 사용했을 때 검사 반대 유방과 주변장기의 상대적 흡수선량률이 낮게 나타났다.

중심단어: 유방영상시스템, 수학적 모의피폭체, 장기선량

I. INTRODUCTION

2011년 통계에 의하면 유방암의 경우 우리나라 여성의 암 발생률 중 두 번째로 높은 발생률을 차지하고 있으며, 최근 생활패턴의 서구화 등으로 인해 추세가 빠르게 증가하고 있다^[1]. 유방촬영술은 만져지지 않는 작은 크기의 유방암을 발견하는데 가장 우수하고, 유방암의 조기진단에서 매우 중요한 진단방법으로 그 유용성이 이미 확립된 상태이며, 유방암을 조기발견함으로써 여성 사망률을 감소시키고 있다^[2]. 특히 디지털유방영상시스템의 도입은 기존의 필름-스크린을 사용한 고식적 유방영상시스템의 제한적 특성과 구조적 제약을 향상시키는 데에 도움을 주었다. 이러한 디지털유방영상시스템은 병변과 유선조직사이의 엑스선 흡수차가 작고 미세석회화를 표현하는데 우수하다^[3]. 최근 디지털유방영상시스템의 경우 유방두께에 따라 타깃과 필터조합의 선택과 노출조건이 자동으로 설정되는 자동노출모드가 많이 이용되고 있다. 자동노출조건이 설정될 경우 편리성은 극대화 되지만 실제 피폭에 영향을 주는 요인은 고려되어야 한다^[4]. 따라서 다양한 유방크기 및 두께에 따른 정확한 검사가 시행되어야 하며^[5], 타깃과 필터재질의 조합에 대한 최적의 노출조건을 찾아야 하는 문제가 대두된다^[6]. 또한 단순히 디지털유방영상시스템에서는 높은 X선 흡수효율 때문에 선량이 적을 것이라는 추론과 달리 여러 가지 변수들에 의해 달라질 수 있기 때문에 최적의 노출조건 및 파라미터를 선택하는 것이 매우 중요하다. 임상에서 환자가 받는 평균유선선량의 경우 ICRP에서는 3 mGy이하로 규정하고 있으며, 국제기본안전기준(Basic Safety Standard, BSS) No. 115를 마련하여 상하방향(Cranial Caudal, CC) 촬영 시 격자 없이 1 mGy, 격자 사용 시 3 mGy로 권고하였다. 우리나라는 상하방향촬영 시 환자가 받게 되는 선량을 1.36 mGy로 환자선량을 정하였지만^[7], 실제 임상에서의 유방촬영 방법은 상하방향과 내외사방향(Mediolateral Oblique, MLO) 촬영이 기본적으로 양쪽 유방에 대해 시행되고 있다. 또한 질환이나 병변이 의심될 경우 추가적으로 확대촬영 및 스팟(spot)촬영이 시행되기도 한다. 즉 한쪽유방에 대해 최소 2~3회 정도 노출이 이루어지고 있으며, 재촬영이 있을 경우 그 횟수는 증가하게 되므로 유방촬영

시 유방이 직접적으로 받는 선량의 증가뿐만 아니라 산란선에 의한 주변장기선량도 증가될 수 있기 때문에 이러한 부분을 간과해서는 안 될 것이다. 이에 본 연구에서는 수학적 모의피폭체를 통해 현재 상용화되어 있는 유방영상시스템에서 타깃과 필터재질의 조합에 따른 에너지스펙트럼을 분석하고, 이를 바탕으로 필터두께 변화에 따른 유방선량 및 주변장기 선량을 평가하여 환자의 장기선량을 최소화하기 위한 방안을 제안하고자 한다.

II. MATERIAL AND METHOD

1. 수학적 모의피폭체

수학적 모의피폭체의 표준인 설정 연구는 약 50년 전부터 이루어져 왔으며, 60년대 후반 성인 표준인을 완성하였다. 이후 1969년 Synder 등에 의해 MIRD (medical internal radiation dose) 5 type의 남성 성인 모의피폭체를 개발하였다^[8]. 1987년에는 Cristy와 Eckerman이 성인과 아동으로(신생아, 1세, 5세, 10세, 15세로 구분) 분류하여 수학적 모의피폭체를 제작하였다^[9]. MIRD형 모의피폭체의 기초자료는 ICRP 23에서 제시하는 표준인을 반영하였다. 계산용 모의피폭체에는 수학적 모의피폭체와 단층이미지 모의피폭체로 불리는 두 가지 종류가 개발되어 사용되고 있다. 수학적 모의피폭체는 평평한 면, 원통형 면, 타원형 면, 구면으로 구성하였으며, 2차원 수학방정식을 이용하여 3차원 공간 내에 각 장기를 표현하였다^[10]. 이처럼 단순한 기하학적 형태에 의해 구성된 수학적 모의피폭체는 흡수선량평가에 있어서 널리 사용되어 왔다. 본 연구에서 사용한 모의피폭체는 변형된 MIRD형 모의피폭체로서 1966년 Oaklidge National Laboratory에서 인체의 구성을 폐(lung), 뼈(bone), 연부조직(soft tissue) 3가지의 물성만으로 인체의 모든 구성을 표현하여 제작한 MIRD형 모의피폭체를 Florida 대학에서 ICRP 89, ICRU 49를 바탕으로 총 22개의 각각 조직들마다 다른 물성으로 표현하여 수정하여 제작한 모의피폭체를 사용하였으며, 해부학적인 구역을 95개로 나누어 수정 제작한 모의피폭체로 본 연구에서는 성인기준을 사용하였다[Fig. 1].

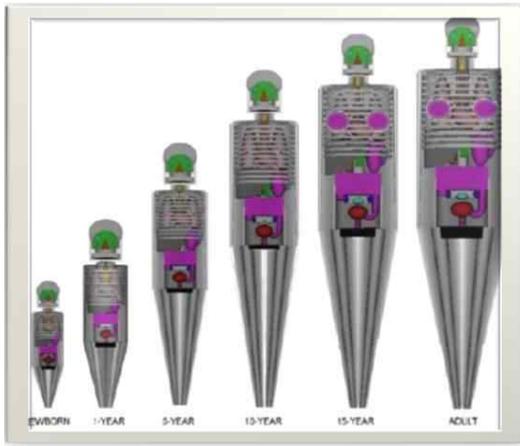


Fig. 1. MIR D type phantoms.

2. 에너지스펙트럼 및 장기선량

X선 에너지스펙트럼 분석은 MCNPX(MCNPX Ver.2.5.0, USA) 시뮬레이션 프로그램을 이용하였다. 에너지는 28 keV 전자선을 사용하였으며, 출력 연산자는 5 tally(tally)를 지정하여 초당 흡수선량률을 계산하였다[Fig. 2]. 계산의 통계적 오차를 3% 이하로 하기 위해 반복실험을 한 횟수는 1×10^8 으로 설정하였다. 각각의 타깃/필터조합(Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh) 조합에서 필터 두께 25, 30, 50 μm 로 변화시켜 스펙트럼을 분석하였다.

유방을 비롯한 양쪽 폐, 갑상선, 심장의 장기선량 평가는 실제 임상에서 사용되고 있는 유방영상시스템의 X선관 구조를 묘사한 geometry와 MIR D형 모의피폭체를 이용하여 묘사하였으며, 출력연산자는 6 tally(tally)를 사용하였다. 에너지스펙트럼 분석결과에 의해 얻어진 각 타깃과 필터조합(Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh)의 평균에너지와 필터의 두께 변화(25, 30, 50 μm)에 따른 장기 선량분포를 평가하였다. 또한 검사측 유방을 기준으로 주변 장기의 상대적 흡수선량률을 비교 평가하였다.

III. RESULT

1. 에너지스펙트럼 분석

에너지스펙트럼 범위는 0~28 keV로 각 타깃/필터 조합(Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh)에서 필터 두께

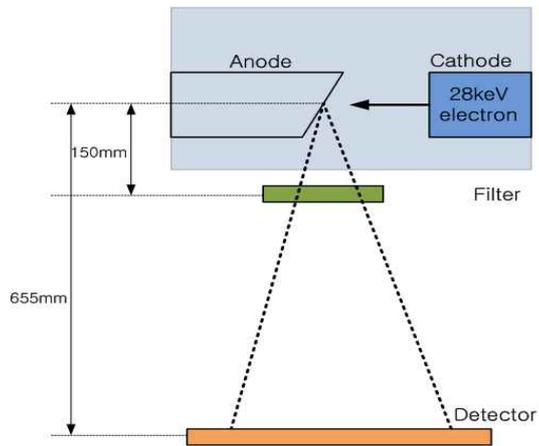


Fig. 2. Geometry for MCNP simulation.

변화(25, 30, 50 μm)에 따른 스펙트럼을 분석하여 나타난 평균에너지와 photon flux는 Table 1과 같다.

스펙트럼 분석결과 Mo/Mo 조합에서 25 μm Mo 필터 두께에서의 에너지스펙트럼 결과는 최대 피크에너지 17.5 keV, 평균에너지 16.5 keV이다. 30 μm Mo 필터 두께에서 최대 피크에너지 17.5 keV, 평균에너지 16.6 keV이다. 50 μm Mo 필터 두께에서 최대 피크에너지 17.5 keV, 평균에너지 17.0 keV이다[Fig. 3].

Mo/Rh 조합에서 25 μm Rh 필터 두께에서의 에너지스펙트럼 결과는 최대 피크에너지 17.5 keV, 평균에너지 17.5 keV이다. 30 μm Rh 필터 두께에서 최대 피크에너지 17.5 keV, 평균에너지 17.6 keV이다. 50 μm Rh 필터 두께에서 최대 피크에너지 17.5 keV, 평균에너지 18.0 keV이다[Fig. 4].

Rh/Rh 조합에서 25 μm Rh 필터 두께에서의 에너지스펙트럼 결과는 최대 피크에너지 20.25 keV, 평균에너지 18.3 keV이다. 30 μm Rh 필터 두께에서 최대 피크에너지 20.25 keV, 평균에너지 18.5 keV이다. 50 μm Rh 필터 두께에서 최대 피크에너지 20.25 keV, 평균에너지 19.1 keV이다[Fig. 5].

W/Rh 조합에서는 연속스펙트럼의 형태로 나타났으며, 에너지스펙트럼 결과는 25 μm Rh 필터 두께에서의 평균에너지 17.5 keV, 30 μm Rh 필터 두께에서 평균에너지 17.8 keV, 50 μm Rh 필터 두께에서 평균에너지 18.3 keV이다[Fig. 6].

Table 1. Average energy and photon flux according to the target/ filter combinations

Mo/Mo combinations	Average energy (keV)	Photon flux (개/sec)
Mo filter 25 μm	1.65	6.06E-09
Mo filter 30 μm	1.66	5.64E-09
Mo filter 50 μm	1.70	4.23E-09
Mo/Rh combinations	Average energy (keV)	Photon flux (개/sec)
Rh filter 25 μm	1.75	4.26E-09
Rh filter 30 μm	1.76	3.70E-09
Rh filter 50 μm	1.80	2.09E-09
Rh/Rh combinations	Average energy (keV)	Photon flux (개/sec)
Rh filter 25 μm	1.83	2.58E-09
Rh filter 30 μm	1.85	2.34E-09
Rh filter 50 μm	1.91	1.62E-09
W/Rh combinations	Average energy (keV)	Photon flux (개/sec)
Rh filter 25 μm	1.75	2.79E-10
Rh filter 30 μm	1.78	2.50E-10
Rh filter 50 μm	1.83	1.80E-10

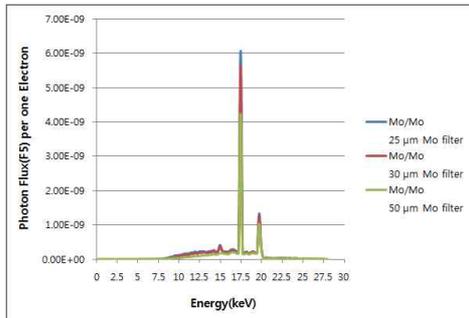


Fig. 3. The X-ray spectra of Mo target with Mo filter.

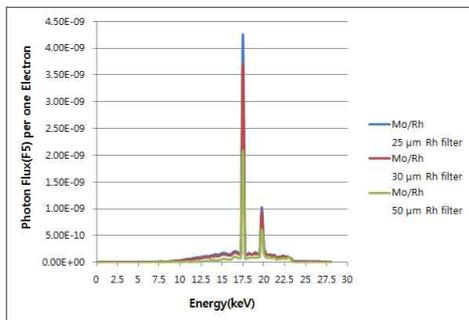


Fig. 4. The X-ray spectra of Mo target with Rh filter.

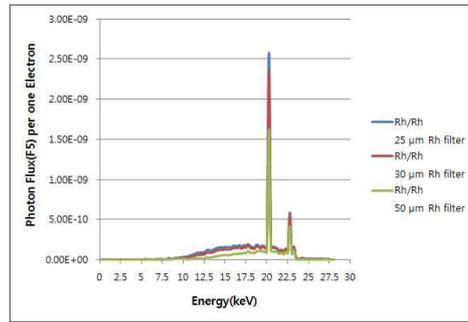


Fig. 5. The X-ray spectra of Rh target with Rh filter.

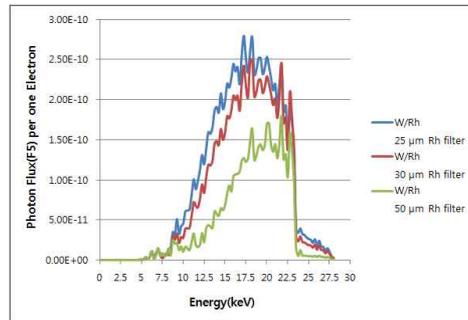


Fig. 6. The X-ray spectra of W target with Rh filter.

2. 장기선량 평가

에너지 스펙트럼 분석에 의해 얻어진 각 타깃과 필터 조합(Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh)의 평균에너지와 필터의 두께 변화(25, 30, 50 μm)에 따른 주변장기 선량분포 결과는 Table 2, Table 3과 같으며, 검사측 유방을 기준으로 한 상대적 흡수선량을 결과는 다음과 같다[Table 4][Table 5].

Mo/Mo 조합에서 필터 두께 25 μm 일 때 흡수선량을의 상대적 장기선량 결과는 검사 유방을 기준으로 반대 유방 선량 81.59~82.11%, 양쪽 폐 0.30~1.50%, 갑상선 0.42~0.53%, 심장 1.16~1.90%, 필터 두께 30 μm 일 때 검사 유방을 기준으로 반대 유방 선량 79.75~81.12%, 양쪽 폐 0.47~2.08%, 갑상선 0.49~0.60%, 심장 1.23~1.40%, 필터 두께 50 μm 일 때 반대 유방 선량 79.26~83.25%, 양쪽 폐 0.40~1.91%, 갑상선 0.56~0.78%, 심장 1.70~1.89%로 나타났다.

Mo/Rh 조합에서 필터 두께 25 μm 일 때 흡수선량의 상대적 장기선량 결과는 검사 유방을 기준으로 반

대 유방 선량 81.47~83.85%, 양쪽 폐 0.79~3.25%, 갑상선 0.90~0.63%, 심장 1.16~1.90%, 필터 두께 30 μm 일 때 검사 유방을 기준으로 반대 유방 선량 80.61~84.05%, 양쪽 폐 1.06~3.72%, 갑상선 0.67~0.91%, 심장 1.99~2.41%, 필터 두께 50 μm 일 때 반대 유방 선량 80.39~81.16%, 양쪽 폐 1.17~3.12%, 갑상선 0.63~0.86%, 심장 1.87~2.41%로 나타났다.

Rh/Rh 조합에서 필터 두께 25 μm 일 때 흡수선량률의 상대적 장기선량 결과는 검사 유방을 기준으로 반대 유방 선량 80.38~81.94%, 양쪽 폐 1.08~3.39%, 갑상선 0.89~0.94%, 심장 2.19~2.41%, 필터 두께 30 μm 일 때 검사 유방을 기준으로 반대 유방 선량 81.22~

81.32%, 양쪽 폐 1.65~3.67%, 갑상선 0.86~1.10%, 심장 2.51~2.67%, 양쪽 폐 1.62~5.43%, 갑상선 0.96~1.56%, 심장 2.84~3.21%로 나타났다.

W/Rh 조합에서 필터 두께 25 μm 일 때 흡수선량률의 상대적 장기선량 결과는 검사 유방을 기준으로 반대 유방 선량 81.39~86.31%, 양쪽 폐 1.01~3.21%, 갑상선 0.63~0.93%, 심장 1.62~1.77%, 필터 두께 30 μm 일 때 검사 유방을 기준으로 반대 유방 선량 81.31~83.68%, 양쪽 폐 1.27~3.29%, 갑상선 0.72~1.01%, 심장 2.06~2.54%, 필터 두께 50 μm 일 때 반대 유방 선량 79.39~82.16%, 양쪽 폐 1.16~3.69%, 갑상선 0.84~0.88%, 심장 2.29~2.65%로 나타났다.

Table 2. The organ dose by changing filter thickness : exposure to left breast (unit : mGy)

Organ	Mo/Mo			Mo/Rh			Rh/Rh			W/Rh		
	25 μm	30 μm	50 μm	25 μm	30 μm	50 μm	25 μm	30 μm	50 μm	25 μm	30 μm	50 μm
RT Breast	1.3900	1.3900	1.4500	1.5500	1.5400	1.5700	1.6200	1.6000	1.6500	1.5500	1.5600	1.6100
LT Breast	1.7000	1.7400	1.8300	1.9000	1.9100	1.9600	1.9800	1.9700	2.0900	1.9000	1.9200	1.9700
RT Lung	0.0017	0.0027	0.0034	0.0064	0.0093	0.0090	0.0087	0.0011	0.0016	0.0070	0.0011	0.0099
LT Lung	0.0115	0.0128	0.0124	0.0179	0.0187	0.0215	0.0262	0.0268	0.0364	0.0173	0.0217	0.0283
Thyroid	0.0544	0.0796	0.0782	0.1290	0.1320	0.1280	0.1410	0.1640	0.1510	0.1340	0.1460	0.1310
Heart	0.0068	0.0074	0.0107	0.0103	0.0159	0.0127	0.0165	0.0171	0.0205	0.0117	0.0136	0.0180

Table 3. The organ dose by changing filter thickness : exposure to right breast (unit : mGy)

Organ	Mo/Mo			Mo/Rh			Rh/Rh			W/Rh		
	25 μm	30 μm	50 μm	25 μm	30 μm	50 μm	25 μm	30 μm	50 μm	25 μm	30 μm	50 μm
RT Breast	1.7200	1.7400	1.7900	1.8300	1.8300	1.9100	1.9900	1.9800	2.0100	1.8300	1.8600	2.0000
LT Breast	1.4100	1.4200	1.4900	1.5300	1.5400	1.5500	1.6000	1.6100	1.6300	1.5300	1.5600	1.5900
RT Lung	0.0086	0.0122	0.0115	0.0200	0.0229	0.0201	0.0208	0.0244	0.0367	0.0197	0.0206	0.0233
LT Lung	0.0022	0.0038	0.0028	0.0056	0.0075	0.0087	0.0083	0.0127	0.0127	0.0072	0.0092	0.0091
Thyroid	0.0692	0.0643	0.0106	0.0868	0.0930	0.0919	0.1340	0.1290	0.2380	0.0086	0.1020	0.1270
Heart	0.0113	0.0084	0.0117	0.0111	0.0126	0.0159	0.0151	0.0182	0.0223	0.0102	0.0164	0.0159

Table 4. The result of relative absorbed dose rate base on left breast

Organ	Mo/Mo			Mo/Rh			Rh/Rh			W/Rh		
	25 μm	30 μm	50 μm	25 μm	30 μm	50 μm	25 μm	30 μm	50 μm	25 μm	30 μm	50 μm
RT Breast	81.59%	79.75%	79.26%	81.47%	80.61%	80.39%	81.94%	81.32%	78.81%	81.39%	81.31%	82.16%
RT Lung	0.30%	0.47%	0.56%	1.00%	1.45%	1.36%	1.31%	1.66%	2.38%	1.09%	1.72%	1.50%
LT Lung	1.73%	1.88%	1.73%	2.40%	2.50%	2.81%	3.39%	3.48%	4.46%	2.33%	2.90%	3.69%
Thyroid	0.42%	0.60%	0.56%	0.90%	0.91%	0.86%	0.94%	1.10%	0.96%	0.93%	1.01%	0.88%
Heart	1.16%	1.23%	1.70%	1.57%	2.41%	1.87%	2.41%	2.51%	2.84%	1.77%	2.06%	2.65%

Table 5. The result of relative absorbed dose rate base on right breast

Organ	Mo/Mo			Mo/Rh			Rh/Rh			W/Rh		
	25 μm	30 μm	50 μm	25 μm	30 μm	50 μm	25 μm	30 μm	50 μm	25 μm	30 μm	50 μm
LT Breast	82.11%	81.12%	83.25%	83.85%	84.05%	81.16%	80.36%	81.22%	81.29%	86.31%	83.66%	79.39%
RT Lung	1.50%	2.08%	1.91%	3.25%	3.72%	3.12%	3.12%	3.67%	5.43%	3.21%	3.29%	3.45%
LT Lung	0.34%	0.57%	0.40%	0.79%	1.06%	1.17%	1.08%	1.65%	1.62%	1.01%	1.27%	1.16%
Thyroid	0.53%	0.49%	0.78%	0.63%	0.67%	0.63%	0.89%	0.86%	1.56%	0.63%	0.72%	0.84%
Heart	1.90%	1.40%	1.89%	1.75%	1.99%	2.41%	2.19%	2.67%	3.21%	1.62%	2.54%	2.29%

IV. DISCUSSION

유방촬영술에 의한 방사선 검사에서 품질관리가 되지 않은 기기를 이용하거나 재촬영 또는 추가 검사건수의 증가로 인해 오히려 방사선 피폭의 위험을 주거나, 낮은 화질의 영상으로 유방암의 오진을 초래와 선별검사로 시행되는 유방촬영술이 조기 유방암 발견의 이익보다는 위험을 유발시키는 우려가 발생하고 있다^[11].

유방촬영의 경우 대부분 연속(series)촬영이 시행되고 있으며, 검사 시 규정하고 있는 3 mGy의 평균유선량 보다 피폭이 작다 하더라도 추가 검사 및 연속촬영으로 인해 실제로는 이 보다도 더 많은 선량을 받게 된다. 또한 많은 선행 연구들의 결과에서 각 촬영 position에서 평균유선량에 대한 연구들이 대부분이며, 주변장기 선량과 총 선량에 대해 쉽게 인지하기 어려운 것이 현실이다^[12]. 이에 본 연구는 주변장기 선량과 검사유방을 기준으로 한 상대적 흡수선량을 결과에 중점을 두었다.

일반적으로 유방영상시스템에서 방출되는 X선 에너지는 연속스펙트럼으로서 영상의 화질에 미치는 영향이 적은 저에너지부터 이미지상의 대조도를 저해하는 고에너지 성분까지 포함하고 있으며, X선 에너지는 영상의 질과 피폭선량에 영향을 미치는 매우 중요한 요소이다^[13]. 유방영상시스템에서 발생하는 고에너지는 유방 연부조직의 대조도를 저하시키므로 X선 스펙트럼내의 고에너지 성분을 흡수하기 위하여 몰리브덴(Mo), 로듐(Rh) 필터를 사용하고 있다. 이로 인해 Mo 필터를 사용할 경우 K-특성엑스선인 20 keV 이상의 에너지를 흡수하고, 17.5 keV의 K- α 와 19.6 keV K- β 엑스선은 필터를 통과하여 피사체에 도달하게 된다^[14].

본 연구의 에너지스펙트럼 시뮬레이션 분석결과에서 Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh 조합의 경우 고에너지 보다 저에너지 부분이 많이 흡수되어 선스펙트럼에 가깝게 나타났으며, W/Rh 조합의 경우 저에너지와 고에너지가 일부 흡수되어 연속스펙트럼의 형태로 나타났다. 또한 각 타깃과 필터조합별로 필터의 두께가 두꺼워짐에 따라 평균에너지가 증가하였으며, 평균에너지의 크기는 Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh, Rh/Rh 순으로 나타났다.

필터의 두께 변화(25, 30, 50 μm)에 따른 장기선량 평가에서 검사 유방 외에 반대 유방의 선량이 검사를 기준으로 79.26~86.31% 정도로 상당히 많은 선량이 영향을 미치는 것으로 나타났으며, 양쪽 폐 0.30~5.43%, 갑상선 0.42~1.56%, 심장 1.16~3.21%로 나타났다. 실제 상용화된 장비의 Mo/Mo조합에서 사용된 필터 두께는 30 μm , Mo/Rh, Rh/Rh 조합에서 사용된 필터 두께는 25 μm , W/Rh 조합에서 사용된 필터 두께는 50 μm 이다. 본 연구 결과에서는 Mo/Mo, W/Rh 조합에서 실제 사용되고 있는 필터 두께 30 μm , 50 μm 보다 얇은 25 μm 를 사용했을 때 검사 반대 유방과 주변장기의 상대적 흡수선량률이 낮게 나타났다. 단순히 선량만을 생각한다면 실제 상용화 된 장비에서의 필터 두께의 변화도 고려되어야 할 것이다. 하지만 이런 결과는 향후 화질을 고려한 실험이 추가되어야 할 것이다. 또한 X선의 선질에 영향을 미칠 수 있는 다양한 관전압 변화에 따른 실험을 하지 못한 한계점이 있다.

V. CONCLUSION

본 연구에서는 수학적 모의피폭체를 이용하여 현재 유방영상시스템에서 사용되고 있는 타깃재질과 필터

조합별로 에너지스펙트럼을 분석하고 유방검사 시 받는 주변장기 선량을 평가하였으며, 그 결과를 토대로 유방촬영 시 환자가 받는 장기선량의 최적화 및 선량 감소로서 활용할 수 있는 기초 자료를 제공하고자 실험을 수행하였다. 결론적으로 검사측 유방뿐만 아니라 반대 유방에도 상대적으로 많은 선량의 영향을 받는 것을 알 수 있었다. 이는 연속촬영과 추가검사를 고려한다면 누적선량은 더욱 증가할 것이다. 그러므로 검사 유방 외에 반대 유방에 대한 선량한도 기준의 설정이 마련되어야 할 것이다. Mo/Mo, W/Rh 조합의 경우 환자가 받게 되는 선량에 대한 고려만 한다면 실제 임상에서 사용되는 필터 두께보다 얇은 25 μm 를 사용하는 것이 바람직하겠지만 유방조직과 지방조직이 구별되고, 미세석회화를 검출할 수 있는 대조도가 좋은 질 높은 영상을 얻기 위한 최적의 필터 두께 연구가 병행되어야 될 것이다. 향후 평균유선선량과 주변장기 선량 감소를 위한 타깃재질과 필터조합, 적정 에너지의 선질 영역에서 유방실질을 고려한 화질평가의 병행이 필요하며, 다양한유방조직 구성에 근접한 물성을 가진 수학적 모의피폭체의 개발과 이를 이용한 실험이 진행된다면 보다 실제적으로 임상에서 활용할 수 있는 자료로 이용될 수 있을 것이다.

Reference

- [1] Yoon HJ, Kim MH, Choi YH, "Effective Computer-Aided Diagnosis Analysis for the Plaque Measurement on the Ultrasound image of the Carotid Artery", J Korean Soc. Ultrasound in Medicine, Vol. 23 No. 2, pp.105-111, 2004.
- [2] Elmore JG, Armstrong K, Lhman CD, Fletcher SW, "Screening for breast cancer" JAMA, Vol. 293, No. 10, pp.1246-1256, 2005.
- [3] Kim MY, Kim HS, "The Evaluation of Radiation Dose by Exposure Method in Digital Magnification Mammography", The J. Korean Soc. Radiol. Science, Vol. 35, No. 4, pp.293-298, 2012.
- [4] Choi SY, Ko SJ, Kang SS, "Denoising of Digital Mammography Images Using Wavelet Transform", J. Korean Soc. Radiology, Vol. 7, No. 3, pp.181-189, 2013.
- [5] Yang HJ, Ko SK, Joo MH, "Evaluation of MTF Image by Target/Filter Combination of X-ray Tube Using Mammography", J. Korean Soc. Radiol, Vol. 30, No. 2, pp.293-298, 2007.
- [6] Obenauer S, Hermann KP, Grabbe E, "Dose reduction in full-field digital mammography: an anthropomorphic breast phantom study", Br J Radiol, Vol.76, No. 907, pp.478-482, 2003.
- [7] Lee IJ, "Relationship of Compressed Breast Thickness and Average Glandular Dose According to Focus/Filter", J. Korean Soc. Radiol. Science, Vol. 32, No. 3, pp.261-270, 2009.
- [8] Synder WS, Ford MR, Warner GG, "Estimates of Specific Absorbed Fraction for Photon Source Uniformity Distributed in Various Organ of a Heterogeneous Phantom", Society of Nuclear Medicine, New York, MIRD Pamphlet No.5 Revised, 1978.
- [9] Cristy M, Eckeman KF, "Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Ages from Internal Phantom Sources", Oak Ridge National Laboratory Report ORNL/TM8381/VI, 1987.
- [10] Kim JH, "Study on the S-value and Internal Residence Time of Radioiodine Upon the Thyroid of Standard Korean as a Source Organ", The graduate school of Kyung Hee University, 2007.
- [11] Oh KK, "Establishment of Reference Level of Radiation Dose in Mammography", The Annual Report of KFDA, Vol. 10, 2006.
- [12] Kim JE, Im IC, Park CW, "An Assessment of Entrance Surface Dose Using the naonDot Dosimeter", J. Korean Soc. Radiology, Vol. 5, No. 6, pp.377-381, 2011.
- [13] Jang SY, Oh WG, Park JB, Jin GH, "The energy spectrum and phantom image quality according to mammography target-filter combinations", J. Korean Soc. Radiology, Vol. 7, No. 1, pp.51-55, 2013.
- [14] Cho WI, Kim YK, Lee GD, "Change of Dose Exposure and Improvement of Image Quality by Additional Filtration in Mammography", Journal of Radiation Protection, Vol. 38, No. 2, pp.78-90, 2013.