

<원저>

몬테카를로 시뮬레이션을 이용한 광자계수검출기 기반 이중에너지 스펙트럼 유방촬영에서 가중 영상 감산법을 통한 물질분리

- Material Decomposition through Weighted Image Subtraction in Dual-energy Spectral Mammography with an Energy-resolved Photon-counting Detector using Monte Carlo Simulation -

¹⁾건양대학교 의과학과·²⁾건양대학교 방사선학과

엄지수¹⁾·강순철¹⁾·이승완^{1,2)}

— 국문초록 —

유방촬영술은 유방암의 조기검진을 위해 시행되는 대표적인 검사이다. 하지만 유방 구성물질의 물리적 특성에 의존하는 유방촬영상은 병변의 악성 또는 양성 여부에 대한 정보 제공이 불가능하다. 이중에너지 영상 감산법을 시행하는 경우 유방촬영상에서 특정 물질에 대한 정보를 추출할 수 있지만 피폭선량을 증가시킬 뿐만 아니라 물질 분리의 정확도를 감소시키는 단점이 있다. 본 연구에서는 물질의 선감약계수를 적용한 유방팬텀을 모사하여 광자 계수검출기 기반 이중에너지 유방촬영에서 특정 물질에 대한 가중함수를 적용하여 분리의 정확도를 향상시킬 수 있는 기술을 제안하였다. 그리고 유방팬텀영상으로부터 물질분리의 정확도를 평가하기 위해 대조도 및 잡음 특성을 분석하였다. 분석 결과 이중에너지 가중 영상 감산법의 악성종양에 대한 대조도는 일반적인 유방촬영과 이중에너지 영상 감산법에 비해 각각 0.98, 1.06배로 큰 차이가 없다. 그렇지만 이중에너지 가중 영상 감산법 적용 시 양성종양에 대한 대조도가 0에 근사하기 때문에 양성종양에 대한 악성종양의 상대적인 대조도가 13.54배로 크게 향상된 것으로 확인되었다. 따라서 본 연구에서 제안하는 이중에너지 가중 영상 감산법은 유방촬영 진단의 정확도 향상에 기여할 수 있을 것이다.

중심 단어: 광자계수검출기, 이중에너지 유방촬영, 유방암, 가중 영상 감산법, 물질분리

1. 서 론

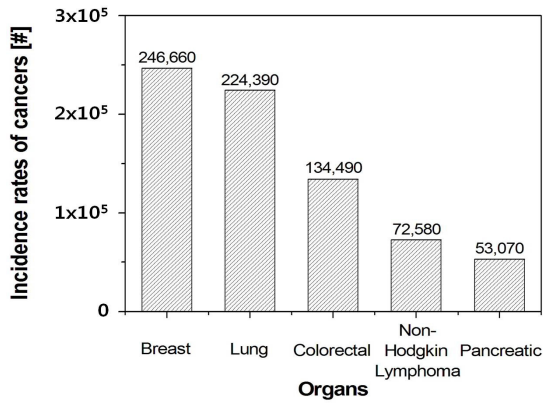
2016년 미국 암 학회(American Cancer Society; ASC)에서 보고한 자료에 따르면 유방암은 여성의 암 발생률 1위를 기록하고 있다[Fig. 1], [1]. 유방암의 발병률은 계속해서 증가하고 있지만 발병률 대비 완치율이 상대적으로 높기 때문에 유방암의 조기 검진이 중요하게 대두되고 있다. 유방

암의 검진에는 유방촬영술이 대표적이다. 그렇지만 일반적인 유방촬영술은 병변에 대한 악성 또는 양성 여부의 구분이 불가능하기 때문에 진단의 정확도를 저하시킨다. 기존의 이중에너지 유방촬영은 두 번의 X선 조사를 통해 대상 물질을 배경 물질로부터 분리하여 나타낼 수 있지만 피사체의 방사선 피폭선량을 증가시킬 뿐만 아니라 에너지 정보의 간섭현상에 의해 물질 분리의 정확도를 감소시키며, 이는 진

This research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Science and ICT (Grant No. NRF-2016R1C1B1010642).

Corresponding author: Seungwan Lee, Department of Radiological Science, Konyang University, 158 Gwanjeodong-ro, Seo-gu, Daejeon, Korea (35365) /Tel: 82-42-600-8443 / E-mail: sleel@konyang.ac.kr

Received 17 May 2017; Revised 01 August 2017; Accepted 13 September 2017



[Fig. 1] Cancer incidence rates of U.S. Women in 2016.

단율의 감소로 이어진다[2]. 이중에너지 정보를 이용한 일반적인 영상 감산법의 경우 시행 방법이 간단하지만 감약 정도의 차이가 작은 물질에 대해서 물질분리 영상 화질을 저하시키는 단점이 있다[3]. 따라서 병변의 악성 또는 양성 여부의 정확한 확인을 위해 조직검사와 같은 추가적인 검사가 필요하다.

광자계수검출기는 일반적인 X선 검출기와는 달리 입사되는 광자의 에너지를 구별할 수 있으며, cadmium zinc telluride (CZT), cadmium telluride (CdTe)와 같이 원자 번호가 높은 물질을 기반으로 하기 때문에 일반적인 검출기보다 X선 검출효율이 높다. 또한 문턱값 설정으로 한번의 X선 조사만으로 에너지 간섭현상이 없는 다중에너지 정보를 획득할 수 있다. 따라서 유방과 같이 방사선에 대해 생물학적 위해도가 높은 조직에 대하여 광자계수검출기 기반 이중에너지 스펙트럼 X선 영상화 방법 적용 시 피폭선량을 감소시킬 뿐만 아니라 영상의 화질을 향상시킬 수 있기 때문에 유방촬영 및 이중에너지 기법 구현을 위한 광자계수검출기의 연구가 활발히 이루어지고 있다[4-8].

본 연구에서는 광자계수검출기 기반 이중에너지 스펙트럼 유방촬영에서 물질의 감약 차이를 기반으로 하는 가중합수를 영상 감산법에 적용하여 물질분리의 정확도를 향상시키고자 하였다. 또한 본 연구에서 제안하는 방법을 일반적인 유방촬영에서 구별하기 어려운 악성종양과 양성종양을 대상으로 시행하였고, 이를 통해 추가적인 검사 없이 진단의 정확도를 높이고자 하였다.

II. 대상 및 방법

1. 가중합수 적용 이중에너지 영상 감산법

일반적인 이중에너지 영상 감산법은 물질의 감약 계수에

의한 X선 강도 차이를 이용한 것으로, 식 1과 같이 표현할 수 있다[9].

$$I_S = I_H - I_L \tag{식 1}$$

여기서 I_L , I_H 은 각각 물질을 투과한 저에너지 및 고에너지 X-선 강도이며, I_S 는 감산된 X-선 강도이다. 일반적인 이중에너지 영상 감산법을 이용하여 획득한 영상의 경우 감약 차이가 작은 물질에 대해서는 분리효과가 미미하고 특정 물질에 대한 감산 영상을 획득하기 어려운 단점이 있다. 따라서 본 연구에서는 물질분리의 정확도를 향상시키고, 특정 물질에 대한 감산 영상 획득을 가능하게 하는 가중 합수를 계산하였다. 가중 합수를 적용한 이중에너지 영상 감산법은 식 2와 같이 나타낼 수 있다.

$$I_S^W = W_H I_H - W_L I_L \tag{식 2}$$

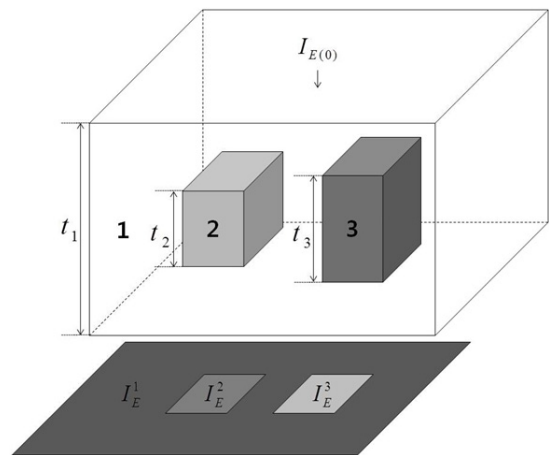
여기서 W_L 와 W_H 은 각각 물질을 투과한 저에너지 및 고에너지 X선 강도에 대한 가중합수이며, I_S^W 는 가중 감산된 X선 강도이다.

[Fig. 2]와 같은 조건에서 3가지 서로 다른 물질을 투과한 X선 강도, I_E^1 , I_E^2 , I_E^3 은 식 3, 4, 5와 같이 각각 나타낼 수 있다[10].

$$I_E^1 = I_{E(0)} \exp(-\mu_E^1 t^1) \tag{식 3}$$

$$I_E^2 = I_{E(0)} \exp[-\{\mu_E^1(t^1 - t^2) + \mu_E^2 t^2\}] \tag{식 4}$$

$$I_E^3 = I_{E(0)} \exp[-\{\mu_E^1(t^1 - t^3) + \mu_E^3 t^3\}] \tag{식 5}$$



[Fig. 2] Schematic illustration for calculating the weighting factor

여기서 μ_E^1 , μ_E^2 및 μ_E^3 은 에너지 E에 대한 각 물질의 선 감약계수를 나타내고, t^1 , t^2 및 t^3 는 각 물질의 두께를 나타낸다. 세 가지 물질 중 배경물질을 포함한 두 가지 물질에 대해 감산된 X선의 강도가 동일하다면 나머지 물질을 통과한 감산된 X선 강도의 대조도는 상대적으로 증가한다. 특정 물질의 대조도를 향상시키기 위한 영상 감산법의 조건은 식 2를 이용하여 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$W_H I_H^1 - W_L I_L^1 = W_H I_H^2 - W_L I_L^2 \quad (\text{식 6})$$

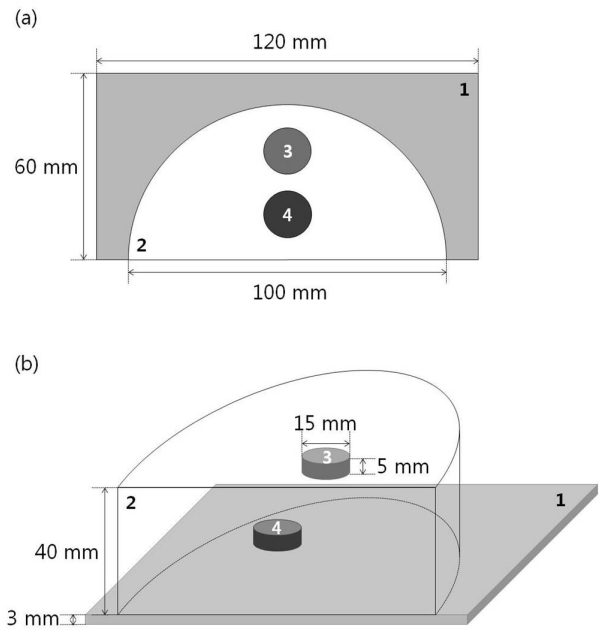
식 6에 식 3과 4를 대입하여 가중함수에 대해 정리하면 아래와 같다.

$$W_L = W_H \left[\frac{I_{H(0)} \left\{ \begin{array}{l} \exp(-(\mu_H^1(t^1 - t^2) + \mu_H^2 t^2)) \\ - \exp(-\mu_H^1 t^1) \end{array} \right\}}{I_{L(0)} \left\{ \begin{array}{l} \exp(-(\mu_L^1(t^1 - t^2) + \mu_L^2 t^2)) \\ - \exp(-\mu_L^1 t^1) \end{array} \right\}} \right] \quad (\text{식 7})$$

따라서 식 7을 만족시키는 가중 함수를 계산함으로써 특정 물질에 대한 대조도를 상대적으로 향상시킬 수 있고, 감약 차이가 작은 물질에 대해서 물질분리의 정확도를 향상시킬 수 있다.

2. Monte Carlo simulation

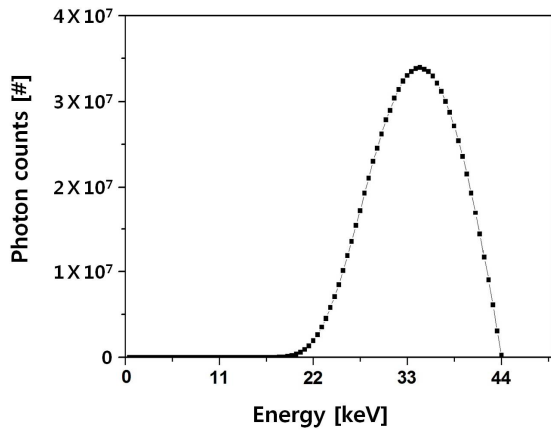
본 연구에서는 Geant4 Application for Tomographic Emission (GATE) version 6.0을 이용하여 광자계수검출기 기반 유방촬영 시스템을 모사하였다[11]. 초점-검출기간거리(FDD) 650 mm으로 설정하였다. 검출기는 eValuator-3500(eV products, USA)을 모델로 하였고, cadmium zinc telluride(CZT) 물질로 구성되어 있으며, 128×0.5 mm²의 크기, 3 mm의 두께, 0.5×0.5 mm²의 픽셀 크기를 갖는다. 본 연구에서는 제안된 이중에너지 가중 영상 감산법의 가능성을 평가하기 위해 검출기 자체의 펄스중첩과 전하공유는 고려하지 않았다. 팬텀은 50% 유선조직과 50% 지방조직으로 구성된 지름 100 mm, 두께 40 mm의 유방조직을 반원형태로 모사하였으며, 내부에 악성종양과 양성종양을 지름 15mm, 두께 5 mm의 크기로 포함시켰다[Fig. 3]. 유방의 악성종양은 대부분 미세석회화물질인 수산화인회석(Ca₅(OH)(PO₄)₃)으로 이루어져있고, 양성종양은 대부분 칼슘 침전물인 옥살산칼슘(CaC₂O₄)으로 이루어져 있기 때문에 두 종양의 밀도는 각 성분의 밀도인 3.15 g/cm³ 및 2.11 g/cm³로 설정하였다[12,13].



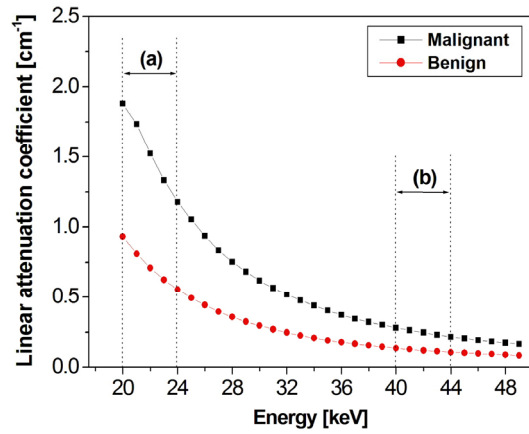
[Fig. 3] Schematic illustration of the breast phantom at: (a) top view and (b) oblique view. (1 = detector, 2 = breast tissue, 3 = malignant, 4 = benign)

3. 영상획득조건 및 정량적 평가

본 연구에서는 연속 에너지 X선 스펙트럼을 모사하기 위해 SRS-78 프로그램을 이용하였다[14]. 텅스텐 양극, 관전압 44 kVp, 관전류량 700 μAs 및 8 mm 알루미늄 부가필터를 사용하여 0.5 keV 단위로 0-44 keV 범위의 X선 스펙트럼을 모사하였고[Fig. 4], 전체 X선 스펙트럼을 이용하여 일반적인 유방영상을 획득하였다. 광자계수기 기반 이중에너지 유방영상을 획득하기 위하여 두 개의 에너지 창을 설정하였다. 이중에너지 영상화 기법은 물질의 선감약계수 차이를 최대화 하여 분리 정확도를 향상시키는 방법이다[15]. 따라서 본 연구에서는 X선 에너지에 따른 악성종양과 양성종양의 선감약계수 차이를 기반으로 에너지 창을 설정하였고, 선감약계수의 차이가 가장 큰 영역을 저에너지영역으로, 선감약계수의 차이가 가장 작은 영역을 고에너지 영역으로 설정하였다. 또한 전기적 잡음을 최소화하기 위해 저에너지 창의 최소에너지 문턱값을 20 keV로 설정하였으며[16], 저에너지 창 및 고에너지 창에서 입자광자수의 차이를 최소화하기 위해 저에너지 창의 에너지범위는 20-24 keV, 고에너지 창의 에너지범위는 40-44 keV로 설정하였다[Fig. 5]. 저에너지 창과 고에너지 창에서의 입자 광자 수는 각각 약 2×10^7 Bq 및 1×10^8 Bq으로 이중에너지 기법에 사용된 에너지 범위의 입자 광자 수는 전체 스펙트럼 광자수의 0.13%이다. 본 연구에서 영상획득을 위해 사용한 조건을



[Fig. 4] X-ray energy spectrum using SRS-78 program (condition; W Target, 8mm Al Filter, 44 kVp and 700 μ As)



[Fig. 5] Linear attenuation coefficient curves as a function of the incident X-ray energy for malignant and benign. (a) corresponds to the low energy window of 20-24 keV, and (b) corresponds to the high energy window of 40-44 keV

[Table 1] Image acquisition conditions for obtaining conventional mammographic and dual-energy mammographic images

	Single-energy imaging	Dual-energy imaging	
		Low-energy image	High-energy image
Target	W		
Filter	Al (8mm)		
kVp	44		
μ As	700		
μ Gy	1.5		
Energy bin	0-44 keV	20-24 keV	40-44 keV

<Table 1>에 정리하였다. 식 7을 통해 획득한 가중 함수를 식 2에 대입하여 영상을 획득하였으며, 일반적인 이중에너지 영상 감산법과의 비교를 위해 식 1을 통하여 영상을 획득하였다.

일반적인 유방촬영법, 이중에너지 영상 감산법 및 이중에너지 가중 영상 감산법의 물질 분리 정도를 평가하기 위해 각 영역별로 5개의 $5 \times 5 \text{ mm}^2$ 의 관심영역을 설정하여 대조도, 대조도 대 잡음비, 잡음 및 각 영역의 95% 신뢰구간을 측정하였다. 배경물질인 유방조직에 대해 목적 물질인 악성종양과, 목적 외 물질인 양성종양의 대조도와 대조도 대 잡음비를 측정하였으며, 대조도 및 대조도 대 잡음비는 각각 다음 식 8, 식 9와 같이 계산할 수 있다[17,18].

$$Contrast = \frac{|S_{BKG} - S_{ROI}|}{S_{BKG}} \quad (\text{식 } 8)$$

$$CNR = \frac{|S_{BKG} - S_{ROI}|}{\sqrt{\sigma_{BKG}^2 + \sigma_{ROI}^2}} \quad (\text{식 } 9)$$

S_{BKG} 및 σ_{BKG} 는 각각 유선조직 신호의 평균값과 표준편차값을 나타내며, S_{ROI} 및 σ_{ROI} 는 악성종양 또는 양성종양 신호의 평균값과 표준편차를 나타낸다. 두 물질 사이에서의 상대적인 대조도 및 대조도 대 잡음비의 차이가 클수록 물질분리의 정확도가 향상되었다는 것을 의미한다. 각 평가에 대한 95% 신뢰구간은 다음 식 10과 같이 계산할 수 있다[19].

$$95\% \text{ CI} = \bar{X} \pm 1.96 \times \frac{\sigma}{\sqrt{n}} \quad (\text{식 } 10)$$

\bar{X} 와 σ 는 관심영역의 평균 및 표준편차이며, n 은 표본의 개수로 본 연구에서는 관심영역의 개수인 5개를 의미한다. 95% 신뢰구간은 신뢰구간 내에 값이 존재할 확률이 95%라는 것으로, 신뢰구간이 좁을수록 각 관심영역 측정값 사이의 오차가 작다는 것을 의미하며 측정값의 신뢰성이 증가한다는 것을 의미한다.

III. 결 과

1. 가중함수를 이용한 영상 차감법의 확인

[Fig. 6]은 각각 저에너지, 고에너지 영상 및 일반적인 유방촬영법, 일반적인 이중에너지 영상 감산법, 이중에너지 가중 영상 감산법을 이용하여 획득한 영상을 보여준다. [Fig 6]의 (c)의 경우 전체 스펙트럼으로 획득한 영상이며, (d)의 경우 식 1에 의해 단순히 (b)에서 (a)을 차감한 영상을 의미하며, (e)의 경우 (a)과 (b)의 유방조직 및 양성종양의 영상 농도값을 통해 식 7을 만족하는 가중함수를 구한 후, 가중함수를 적용하여 식 2에 의해 차감된 영상을 의미한다. 본 연구에서 가중함수를 적용하여 식 7을 다시 표현하면 식 11과 같다. 또한 식 11을 통해 저에너지와 고에너지에서의 가중함수는 각각 5.237 및 1로 설정하였다. [Fig. 6]의 (c)와 (d)는 악성종양과 양성종양의 대조도 차이가 비슷하여 상호간의 구분이 어려운 것을 확인할 수 있다. 반면 [Fig. 6] (e)의 경우 양성종양의 신호가 배경물질의 신호와 유사한 결과를 확인할 수 있고, 그 결과, 상대적으로 악성종양의 신호가 강조된 것을 확인할 수 있다.

$$W_L = W_H \cdot 5.237 \quad (\text{식 11})$$

2. 데이터 분석 결과

[Fig. 7]은 일반적인 유방촬영법, 이중에너지 영상 감산법, 이중에너지 가중 영상 감산법을 이용하여 획득한 영상의 대조도, 잡음, 대조도 대 잡음비의 측정 및 신뢰구간의 결과를 보여준다. 본 연구에서 제안하는 이중에너지 가중 영상 감산법을 시행하였을 경우 악성종양의 대조도는 일반

적인 유방촬영과 이중에너지 영상 감산법에 비해 각각 0.98, 1.06 배로 목적물질의 대조도는 크게 변동이 없는 것을 볼 수 있다. 또한 일반적인 유방촬영과 이중에너지 영상 감산법의 양성종양 대비 악성종양의 대조도는 각각 1.44 및 1.88 배로 두 종양의 대조도 차이가 크지 않아 영상만으로 두 종양을 특성을 확인하기에는 한계점이 있는 데에 반해 이중에너지 가중 영상 감산법의 양성종양 대비 악성종양 대조도의 경우 13.54 배로 기존의 방법들에 비해 양성종양에 대한 악성종양의 상대적인 대조도가 크게 향상된 것을 확인할 수 있다. 반면 이중에너지 영상 감산법 및 가중 영상 감산법을 시행하였을 때 영상 잡음이 증가하는 결과를 확인하였다. 일반적인 유방촬영법, 이중에너지 영상 감산법, 이중에너지 가중 영상 감산법에 대한 평균 잡음은 각각 약 0.1, 0.5 및 0.7로 측정되었다. 대조도 대 잡음비의 경우 일반적인 유방촬영, 이중에너지 영상 감산법, 이중에너지 가중 영상 감산법으로 갈수록 악성종양의 대조도 대 잡음비는 감소하고 있지만 양성종양대비 악성종양의 상대적인 대조도 대 잡음비는 대조도의 추세와 비슷하게 일반적인 유방촬영과 이중에너지 영상 감산법의 양성종양 대비 악성종양의 대조도 대 잡음비가 각각 1.43 및 1.90 배를 보이고 있는 데에 반해 이중에너지 가중 영상 감산법의 양성종양 대비 악성종양의 대조도 대 잡음비는 12.74 배로 상대적인 대조도 대 잡음비 역시 큰 폭으로 증가한 것을 볼 수 있다. 대조도에서 95% 신뢰구간은 이중에너지 영상 감산법이 일반적인 유방촬영보다 넓은 신뢰구간을 보이고 있지만 평균 0.02 의 신뢰구간으로 비교적 유의한 결과를 보이고 있는 반면 가중 영상 감산법의 경우 악성종양과 양성종양에서 각각 0.17 및 0.05 의 넓어진 신뢰구간을 보이고 있다. 또한 잡음의 95% 신뢰구간은 잡음의 증가 추이와 마찬가지로 전 영역에서 가

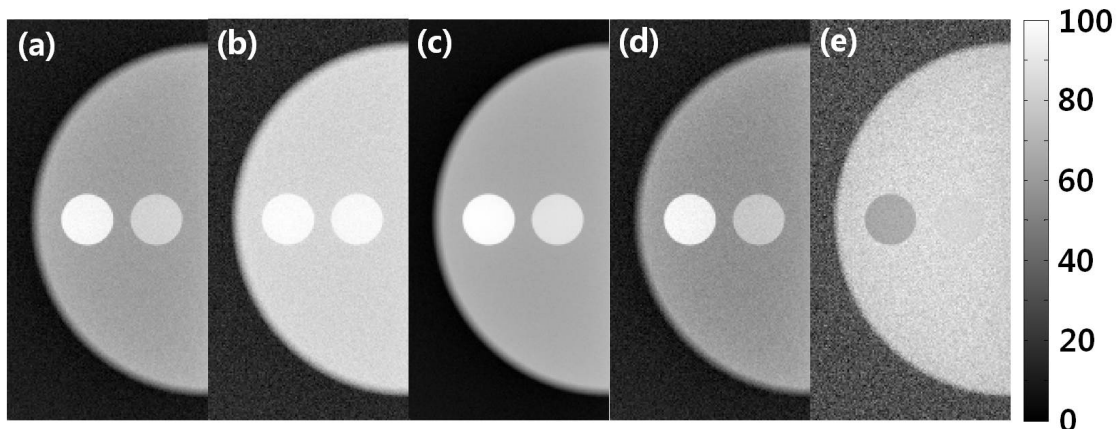
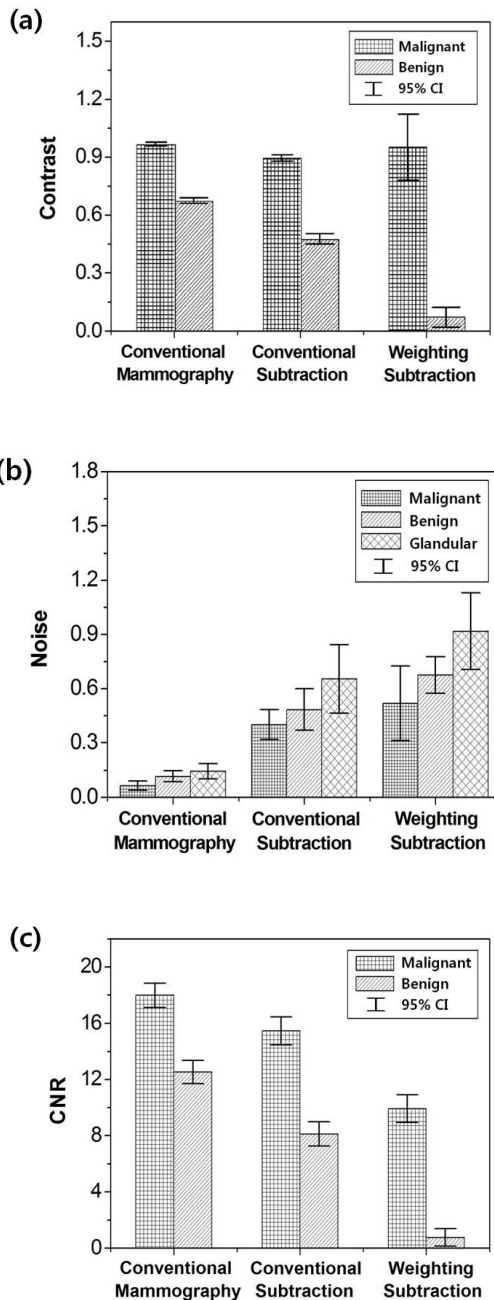


Fig. 6 (a) Low-energy image, (b) high-energy image for dual-energy subtraction and (c) conventional mammography. Material decomposition images for (d) conventional dual-energy image subtraction and (e) dual-energy weighted image subtraction

IV. 고찰



[Fig. 7] (a) Normalized contrast between tumors and glandular tissue, (b) noise of each material in material decomposition images and (c) normalized CNR between two materials.

중 영상 감산법으로 갈수록 신뢰구간이 넓어지는 것을 볼 수 있으며 일반적인 유방촬영법, 이중에너지 영상 감산법, 이중에너지 가중 영상 감산법에 대한 평균 신뢰구간은 각각 약 0.06, 0.26 및 0.34이다. 각 영역에서 대조도 대 잡음비의 95% 신뢰구간은 평균 2로 비슷한 신뢰구간을 보이고 있다.

본 연구에서는 광자계수검출기를 사용하여 이중에너지 스펙트럼 유방촬영을 위한 가중 영상 감산법을 제안하였다. 또한 일반적인 유방촬영법과 이중에너지 영상 감산법과의 비교를 위해 물질분리의 정확성을 평가하였다. 광자계수검출기를 이용하여 단 한번의 X선 조사를 통해 이중에너지 유방촬영술이 가능하다는 결과를 확인하였고, X선 조사횟수 감소로 기존의 일반적인 이중에너지 유방촬영술에 비해 선량을 감소시킬 수 있음을 간접적으로 확인할 수 있다[6]. 일반적인 유방촬영 및 기존의 이중에너지 감산법을 적용한 영상에서는 낮은 대조도 차이로 인해 목적 물질과 목적 외 물질의 구별이 어려우며, 악성 또는 양성 여부와 같은 병변의 특성을 육안으로 확인하기 어렵다[3]. 그에 반해 본 연구에서 제안한 가중합수 적용 이중에너지 감산법 영상에서는 가중을 통한 감산에 의해 목적 외 물질의 신호가 배경 물질의 신호와 유사해지면서 목적 물질의 상대적 대조도가 향상된 결과를 확인할 수 있다. 정량적 분석 결과 일반적인 유방촬영법, 이중에너지 영상 감산법, 이중에너지 가중 영상 감산법을 적용한 영상에서 목적 물질의 대조도는 큰 변함이 없는 반면 이중에너지 영상 감산법 및 가중 영상 감산법에서 목적 외 물질의 대조도가 감소하였다. 특히 이중에너지 가중 영상 감산법에서 그 감소 정도가 상대적으로 크기 때문에 본 연구에서 제안한 방법 시행 시 물질 분리의 정확도를 향상시킬 수 있다. 본 연구에서는 서로 다른 에너지별 영상을 조합하여 물질 분리 효과를 획득하는 것에 중점을 두고 있기 때문에 각 에너지별 영상 화질의 정량적 평가는 생략하였다. 하지만 [Fig. 6]을 통해 각 에너지별 영상의 대조도 및 잡음을 간접적으로 확인할 수 있으며 기존 연구 결과를 통해 에너지 영역에 따른 영상 화질의 변화를 예상할 수 있다[20].

일반적인 유방촬영법에 비해 이중에너지 영상 감산법 및 가중 영상 감산법에서 잡음이 증가한 결과를 확인할 수 있는데 이는 감산 과정에서 유발된 통계적 잡음 증가의 결과이며, 감산된 영상은 원본영상에 비해 광자의 수가 감소하게 되며 잡음의 증가로 이어지기 때문이다. 가중 영상 감산법의 경우 가중합수만큼 더 감산이 되기 때문에 일반적인 이중에너지 영상 감산법보다 잡음이 증가하게 된다. 영상 잡음의 경우 중간값 필터, 가우시안 필터, 저역통과 필터와 같은 노이즈 스무딩 필터를 포함한 후처리 기법 적용을 통해 감소시킬 수 있다. 그렇지만 필터를 사용할 경우 영상의 잡음은 감소하지만 영상의 공간분해능은 떨어진다는 단점이 있다. 대조도 대 잡음비는 잡음을 고려한 값이기 때문에

일반적인 유방촬영, 이중에너지 영상 감산법 및 가중 영상 감산법으로 갈수록 값이 감소하고 있는 것을 볼 수 있다. 그렇지만 잡음을 고려한 값임에도 불구하고 대조도의 결과와 마찬가지로 이중에너지 가중 영상 감산법에서 두 종양의 상대적인 대조도 대 잡음비가 크게 향상된 것을 볼 수 있다. 이와 같은 결과는 유방에서 발생하는 악성종양에 대한 진단 정확도를 향상시킬 수 있을 뿐만 아니라 종양의 분포상태 및 추가검사 빈도의 감소를 가능하게 할 수 있다. 신뢰구간의 경우 각 관심영역 측정값 사이의 오차가 작다는 것 즉 표준편차가 작다는 것을 의미하며, 본 연구에서 대조도와 잡음의 신뢰구간 결과 일반적인 유방촬영, 이중에너지 영상 감산법 및 가중 영상 감산법으로 갈수록 신뢰구간이 넓어지는 것을 볼 수 있는데 이는 잡음 증가의 원인과 같이 감산과정에서 유발된 수학적 오차의 증가 결과이며 광자수를 높여서 표준편차를 감소시키거나, 모집단 수 즉 관심영역의 수를 증가시키면 신뢰구간을 좁힐 수 있다.

수산화인회석의 검출을 위해 V Koukou et al.[9]가 제시한 기존의 이중에너지 가중 영상 감산법의 경우 가중함수를 임의로 결정하며, 0부터 1사이의 가중값을 적용하기 때문에 물질분리의 최적화를 위한 가중함수의 결정에 한계점이 있으며, 이중에너지 가중 영상 감산법에서 선량에 따른 수산화인회석의 두께별 대조도 대 잡음비 결과로부터 계산된 상대적인 대조도 대 잡음비의 경우 평균 6.11의 값을 보이며 본 연구에서 제시하는 이중에너지 가중 영상 감산법의 상대적인 대조도 대 잡음비인 12.74 보다 낮은 결과값을 보이는 것을 볼 수 있다. 따라서 본 연구에서 제시하는 이중에너지 가중 영상 감산법의 경우 영상 농도값을 기반으로 가중함수를 직접 추출하여 적용하기 때문에 가중함수를 임의로 적용하는 기존의 이중에너지 가중 영상 감산법보다 물질분리의 정도가 향상된 것을 알 수 있다.

본 연구에서는 이중에너지 가중 영상 감산법의 실현성을 확인하기 위해 광자계수검출기의 단점인 펄스중첩과 전하공유는 고려하지 않았다. 펄스중첩과 전하공유는 검출기에서 측정되는 X선 에너지 스펙트럼의 정확도를 감소시키기 때문에 본 연구 결과에 대조도 감소와 같은 영향을 미칠 수 있을 것이다. 또한 펄스중첩과 전하공유를 감안하여 목적 물질의 대조도가 감소하더라도 이중에너지 가중 영상 감산법에서 목적 외 물질의 대조도는 여전히 0에 가깝기 때문에 두 종양의 상대적인 대조도는 일반적인 유방촬영법이나 일반적인 이중에너지 영상 감산법에 비해 향상된 수치를 보여 줄 것이라고 예상된다. 하지만 이 두 현상은 분석적 모델 및 pixel binning을 통해 보정 가능하며, 추후 연구에 적용하여 본 연구에서 제안한 방법의 신뢰성을 더욱 향상시킬 것

이다[21]. 그렇지만 본 연구의 경우 팬텀을 이용한 시뮬레이션 결과이기 때문에 실제 임상에서 적용 시 결과 값의 양상이 다르게 나타날 수 있으며, 이중에너지 가중 영상 감산법의 경우 가중함수를 구하기 위해 직접 영상에서의 농도값을 구해야 한다는 한계점이 있다. 또한 고밀도 유방조직의 경우 종양의 대조도 저하로 판독 민감도가 저하되기 때문에 다양한 밀도 및 구성을 갖는 유방조직에 대하여 이중에너지 가중 영상 감산법을 적용할 필요성이 있다고 사료된다.

V. 결 론

유방암 발생의 증가 추세 및 유방조직의 방사선 고민감도를 고려하였을 때 유방촬영을 통한 병변의 조기검진과 피폭선량 감소는 모두 중요하다. 본 연구에서는 유방팬텀을 이용하여 이중에너지 스펙트럼 유방촬영 시 악성종양에 대한 진단 정확도 향상 및 선량 감소를 위해 광자계수검출기 기반 이중에너지 가중 영상 감산법을 제안하였다. 연구 결과 목적 외 물질의 대조도 감소로 인해 목적 물질의 상대적 대조도 및 대조도 대 잡음비가 증가되었으며, 물질 분리의 정확도 역시 향상되었다. 또한 한번의 X선 조사를 통해 이중에너지 영상을 구현함으로써 피폭선량 역시 감소시킬 수 있다. 따라서 본 연구에서 제안하는 방법은 악성종양과 같은 목적 물질에 대한 영상을 간접적으로 획득할 수 있는 방법이며, 유방촬영술에 적용 시 일반적인 유방촬영영상과 일반적인 이중에너지 감산 영상에서는 구분할 수 없는 악성종양과 양성종양을 구분함으로써 물질분리의 정확도를 향상시킬 수 있는 방법이다. 또한 두 종양의 구분을 통해 일반적인 유방촬영에서 종양의 특성을 알기 위해 시행되는 조직검사와 같은 추가검사의 빈도를 줄일 수 있다는 데에 의의가 있다. 가중함수를 이용한 이중에너지 영상 차감법은 광자계수검출기 기반 유방촬영법 개발을 위한 기초자료로 활용될 수 있으며, 유방암의 조기검진 및 여성 보건 증진에 기여할 수 있을 것이다.

REFERENCES

- [1] Cancer Facts and Figures 2016, American Cancer Society, 2016.
- [2] Leschka, S., Stolzmann, P., Schmid, F. T., et al., "Low Kilovoltage Cardiac Dual-source CT: Attenuation, Noise, and Radiation Dose," European Society of

- Radiology, Vol. 18, No. 9., pp. 1809–1817, 2008.
- [3] Kuhlman, J. E., Collins, J., Brooks, G. N., et al., “Dual–Energy Subtraction Chest Radiography: What to Look for beyond Calcified Nodules,” Radiological Society of North America, Vol. 26, No. 1, pp. 79–92, 2006.
- [4] Takahashi, T., & Watanabe, S., “Recent Progress in CdTe and CdZnTe Detectors,” IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 48, No. 4, pp. 950–959, 2001.
- [5] Laidevant, A. D., Malkov, S., Flowers, C. I., et al., “Compositional Breast Imaging using a Dual–energy Mammography Protocol,” Medical Physics, Vol. 37, No. 1, pp. 161–174, 2010.
- [6] Choi, Y. N., Cho, H. M., Lee, S. W., et al., “Material Decomposition in Contrast–enhanced Digital Mammography Based on Photon Counting: Monte Carlo Simulation Studies,” Korean Physical Society, Vol. 59, No.1, pp. 161–168, 2011.
- [7] Miyajima, S., & Imagawa, K., “CdZnTe Detector in Mammography X–ray Spectroscopy,” Physics in Medicine and Biology, Vol. 47, No. 22, pp. 3595–3972, 2002.
- [8] Barber, W. C., Nygard, E., Lwanczyk, J. S., et al., “Characterization of a Novel Photon Counting Detector for Clinical CT: Count Rate, Energy Resolution, and Noise Performance,” Journal of Medical Imaging, Vol. 7258, pp. 725824, 2009.
- [9] Koutalonis, M., Delis, H., Spyrou, G., et al., “Contst–to–noise Ratio in Magnification Mammography: A Monte Carlo Study,” Physics in Medicine and Biology, Vol. 52, No. 11, pp. 3185–3199, 2007.
- [10] Cameron, J. R., & Sorenson, J., “Measurement of Bone Mineral in Vivo: and improved method,” Science, Vol. 142, No. 3589, pp. 230–232, 1963.
- [11] Jan, S., Benoit, D., Becheva, E., et al., “GATE V6: Major Enhancement of the GATE simulation Platform Enabling Modelling of CT and Radiotherapy,” Physics in Medicine and Biology, Vol. 56, No. 4, pp. 881–901, 2011.
- [12] Castronovo, V., & Bellahcene, A., “Evidence that Breast Cancer Associated Microcalcifications are Mineralized Malignant Cells,” Internation Journal of Oncology, Vol. 12, No. 2, pp. 305–313, 1998.
- [13] Winston, J. S., Yeh, I. T., Evers, K., et al., “Calcium Oxalate is Associated with Benign Breast Tissue: Can We Avoid Biopsy?,” American Journal of Clinical Pathology, Vol. 100, No. 5, pp. 488–492, 1993.
- [14] Carney, K., Gilmore, B. J., Fogarty, G. W. A., et al., “Catalogue of Diagnostic X–ray Spectra and Other Data: Report No 78,” Institute of Physics and Engineering in Medicine, 1997.
- [15] Pietrobelli, A., Formica, C., Wang, Z., et al., “Dual–energy X–ray Absorptiometry Body Composition Model: Review of Physical Concepts,” American Journal of Physiology, Vol. 271, No. 6, pp. E941–E951, 1996.
- [16] Cho M. H., Barber, W. C., Ding, H., et al., “Characteristic Performance Evaluation of a Photon Counting Si Strip Detector for Low Dose Spectral Breast CT Imaging, Medical Physics,” Vol. 41, No. 9, pp. 091903(1–10), 2014.
- [17] Edelstein, W. A., Bottomley, P. A., Hart, H. R., et al., “Signal Noise and Contrast in Nuclear Magnetic Resonance (NMR) Imaging,” Journal of Computer Assistered Tomography, Vol. 7, No. 3, pp. 391–401, 1983.
- [18] Desai, N., Singh, A., & Valentino, D. J., “Practical Evaluation of Image Quality in Computed Radiographic (CR) Imaging Systems,” Journal of Medical Imaging, Vol. 7622, pp. 76224Q(1–10), 2010.
- [19] Gardner, M. J., & Altman, D. G., “Confidence Intervals rather than P Value: Estimation rather than Hypothesis Testing,” Bristish Medical Journal, Vol. 292, No. 746, pp. 746–750, 1986.
- [20] Lee, S. W., Choi, Y. N., Cho, H. M., et al., “A Monte Carlo simulation study of the effect of energy windows in computed tomography images based on an energy–resolved photon counting detector,” Physics in Medicine and Biology, Vol. 5, No. 15, pp. 4931–4949, 2012.
- [21] Taguchi, K., & Iwanczyk, J. S., “version20/20: Single Photon Counting X–ray Detectors in Medical Imaging,” Medical Physics, Vol. 40, No. 40, pp. 100901(1–19), 2013.

•Abstract

Material Decomposition through Weighted Image Subtraction in Dual-energy Spectral Mammography with an Energy-resolved Photon-counting Detector using Monte Carlo Simulation

Eom Jisoo¹⁾·Kang Sooncheol¹⁾·Lee Seungwan^{1,2)}

¹⁾*Department of Medical Science, Konyang University*

²⁾*Department of Radiological Science, Konyang University*

Mammography is commonly used for screening early breast cancer. However, mammographic images, which depend on the physical properties of breast components, are limited to provide information about whether a lesion is malignant or benign. Although a dual-energy subtraction technique decomposes a certain material from a mixture, it increases radiation dose and degrades the accuracy of material decomposition. In this study, we simulated a breast phantom using attenuation characteristics, and we proposed a technique to enable the accurate material decomposition by applying weighting factors for the dual-energy mammography based on a photon-counting detector using a Monte Carlo simulation tool. We also evaluated the contrast and noise of simulated breast images for validating the proposed technique. As a result, the contrast for a malignant tumor in the dual-energy weighted subtraction technique was 0.98 and 1.06 times similar than those in the general mammography and dual-energy subtraction techniques, respectively. However the contrast between malignant and benign tumors dramatically increased 13.54 times due to the low contrast of a benign tumor. Therefore, the proposed technique can increase the material decomposition accuracy for malignant tumor and improve the diagnostic accuracy of mammography.

Key Words : Photon-counting detector, Dual-energy mammography, Breast cancer, Weighted image subtraction, Material decomposition