

<원저>

가중 퍼텐셜에 기초한 CT용 CdZnTe 소자 설계

- CdZnTe Detector for Computed Tomography based on Weighting Potential -

¹⁾고려대학교 바이오융합공학과·²⁾고려대학교 방사선학과임현종¹⁾·박찬선¹⁾·김정수¹⁾·김정민^{1,2)}·최종학^{1,2)}·김기현^{1,2)}

— 국문초록 —

CdZnTe(CZT)는 상온에서 동작 가능한 II-VI족 기반의 화합반도체로 CT (Computed Tomography)나 맘모그래피 (mammography)용 검출기로 적용하면, 환자의 피폭선량을 저감할 수 있는 획기적인 소자재료이다. 픽셀(pixel)과 픽셀 피치(pixel pitch)에 따라 X선 변환효율과 신호 교차 (cross-talk)에 영향을 주어 영상 품질이 결정된다. 가중 퍼텐셜 (weighting potential)은 전극의 위치와 형태에 의해서 결정지어지는 가상 퍼텐셜로 Poisson's 방정식의 해를 통해서 구할 수 있다. 본 연구에서는 컴퓨터 기반의 모의실험을 통해 가상 퍼텐셜을 계산하고, 전하유도효율 (CIE; charge induction efficiency)과 신호교차를 고려하여 CT용 센서에 적합한 픽셀을 결정하고자 하였다. 모의실험에서 1 mm의 픽셀피치와 2 mm 두께의 CZT를 가정하여, 다양한 픽셀과 픽셀피치를 설정 후 가중 퍼텐셜을 계산하였다. 픽셀의 크기가 750 μm 이고 픽셀간의 간격이 250 μm 일 때 최대 전하유도 효율과 최소 신호교차를 나타내었다.

중심 단어: CdZnTe, 가중 퍼텐셜, 신호 교차, 전하수집효율, 전하유도 효율, CT

I. 서 론

CT(Computed Tomography) 시스템의 경우 현재 다양한 진단 분야에서 널리 사용되고 있으나 높은 환자선량을 야기하므로 피폭선량 감소에 대한 노력이 대두되고 있다. 현재 사용되고 있는 CT용 검출 소자는 카드뮴 텅스테이트 (cadmium tungstate; CdWO_4), 가돌리늄 설퍼옥사이드 (gadolinium oxysulfide; $\text{Gd}_2\text{O}_3\text{S:Pr,Ce}$) 등의 형광체와 광증폭기 (photomultiplier) 혹은 광다이오드 (photodiode)를 결합 형태가 많이 쓰이고 있다. 검출 소자 제작은 용이하지만 입사하는 X선을 하나의 전자로 변환하는 하는데 대략 100-500 eV의 높은 에너지가 소모되어 변환 효율이 매우 낮은 문제점이 있다.

본 연구에서는 CdTe 기반 화합물 반도체인 CdZnTe

(CZT)를 사용한 CT용 검출 소자 제작을 하려고 한다. CZT 소자는 높은 양자검출효율(DQE; detective quantum efficiency)과 우수한 에너지 분해능(energy resolution)을 지녔으며, 대략 4.5 eV의 낮은 전자-정공 쌍 생성에너지 (electron-hole pair creation energy)를 가지고 있기 때문에 CT용 검출 소자 제작에 사용한다면 낮은 환자 선량으로 동일한 CT 영상을 구현할 수 있다¹⁻³⁾.

CZT 소자는 외부에서 감마선 및 X-선이 입사하여 전자-정공 쌍이 생기면 전자와 정공은 가해진 전기장에 의해 서로 다른 전극 쪽으로 이동하여 전하가 유도된다. 이 때 유도되는 전하량은 인가되는 전기장뿐만 아니라 전극들의 배치로 인해 영향을 받게 된다. 본 연구에서는 유도되는 전하량을 계산하기 위해 가중 퍼텐셜 이론을 사용하였다. 가중 퍼텐셜(weighting potential)이란 전극 사이의 전하 운반자(charge carrier)의 운동에 의해서 특정한 전극에 유도되는

전류의 크기를 계산하는 방법으로 Shockley-Ramo에 의해 연구되었다²⁾.

가중 퍼텐셜(weighting potential)에 근거하여 신호교차(cross-talk)는 최소화하고 전하 유도 효율(CIE; charge induction efficiency)은 최대가 되는 CdZnTe 소자의 최적 픽셀(pixel)과 픽셀 피치(pixel pitch)의 비율을 계산하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구의 이론적 배경

1) 가중 퍼텐셜(Weighting Potential)의 이론적 배경

Shockley-Ramo 의 이론에 의하면 물질 내 반응에 의해 전자-정공 쌍이 생성되며, 이 전자-정공 쌍은 가해진 전기장에 의해 전극 쪽으로 이동한다. 이 때 유도되는 전하의 양은 가중 퍼텐셜에 의해 달라진다²⁾. 이 이론에 의해 유도 전하량 Q 와 유도 전류 i 는 다음과 같이 표현된다.

$$Q = -q\phi_0(\chi) \quad (1)$$

$$i = qv \cdot E_0(\chi) \quad (2)$$

이 식에서 q 는 움직임 방향의 전하, v 는 그 전하의 속도, $\phi_0(\chi)$ 와 $E_0(\chi)$ 는 전하 q 가 χ 의 방향으로 움직이고 있는 상태의 전기퍼텐셜(electric potential)과 전기장(electric field)이다. 단, 퍼텐셜의 경계조건에 대해 유도 전류(시간에 따른 전하량의 크기)를 구하고자 특정한 전극에만 단위 퍼텐셜(1)을 주고, 나머지 전극은 모두 0으로 해 줌으로써 특정한 전극에서 발생하는 유도 전류를 구할 수 있다. 이때의 특정한 전극에서의 ϕ_0 가 가중 퍼텐셜이며, E_0 가 가중 퍼텐셜에 의한 전기장이 된다. 이때 소자 내에 결함에 의한 갇힘(trapping) 전하는 무시한다.

2) 검출 효율에 대한 신호교차의 영향

신호교차란 한 픽셀에서의 전기적 신호의 일부가 인접한 다른 픽셀에도 영향을 주는 전기적 간섭 현상을 말한다. 신호 검출 시 픽셀 간의 신호교차현상은 영상의 질을 저해한다. 보통 신호교차는 입사하는 방사선에 의해 생성된 전자나 정공이 생성된 픽셀이 아니라 이웃한 픽셀에 유도되는 신호의 비율로 나타낸다. 먼저 1) X선에 의한 신호교차(X-ray cross-talk)는 검출기 내의 산란선에 의해 만들어

진다. 이 신호교차는 X선의 에너지와 검출기 소자의 구성 물질에 영향을 받는다. 2) 광학적 신호교차(optical cross-talk)는 픽셀 단위의 검출기 소자의 격막(반사체)에 의해 발생된다. 이것은 반사체의 반사율과 전도에 영향을 받는다. 3) 빛 신호의 교차(light cross-talk)는 검출기 소자 배열과 실리콘 다이오드 사이에 연결 부위 사이에서 발생될 수 있다. 4) 전기적 신호교차(electrical cross-talk)는 한 픽셀로부터 인접 픽셀로의 전자의 횡축이동에 의해 발생된다^{4),5)}. 직접형 검출기에서는 광학적인 현상이 배제되므로, CZT 소자내부에서는 전기적인 신호교차가 주를 이룬다. 픽셀의 크기가 따라 유도되는 전하량이 결정되며, 픽셀과 픽셀의 간격에 의해 신호교차가 영향을 받게 된다. 일반적인 CT소자의 픽셀피치는 $1 \times 1 \text{ mm}^2$ 로 이번 연구에서 픽셀피치는 1 mm로 고정한 뒤, 픽셀의 크기에 따라 픽셀에 유도되는 유도전하와, 이웃한 픽셀의 가장자리에 유도되는 유도전하의 크기를 비교하여, 픽셀크기에 따라 신호교차가 얼마나 영향을 받는지를 알아보려고 하였다.

2. 실험 방법

1) 시뮬레이션에 기초한 가중 퍼텐셜 계산

음극(cathode)이 2 mm이고, 두께가 2 mm인 2차원 CZT ($2 \times 2 \text{ mm}^2$)에 근거하여, Poisson's 방정식의 해를 유한요소 해석법(finite element analysis)으로 계산하였다. Fig. 1-(a)는 Labwindows/CVI 8.1 환경하에서 C언어를 기반으로 작성하였고, 유한요소 해석법(finite element analysis method)을 기반으로 하는 시뮬레이션 프로그램을 이용한 가중 퍼텐셜의 분포도의 예이다. 바닥부분이 음극이고 윗부분은 픽셀이 배치되는 양극을 나타낸다. 중간부분에 1 mm의 픽셀피치를 설정하고, 픽셀의 크기에 따라서 픽셀과 픽셀의 간격을 조절하여 이웃한 픽셀을 위치시켰다. Fig. 1-(b)를 통해 CZT 소자의 작용 원리 및 구조를 이해할 수 있다. 가중 퍼텐셜은 픽셀의 크기와 배치에 의해서 결정되는 양으로 인가하는 전압과 관련이 없으며, 유도전하는 가중 퍼텐셜과 인가전압에 의해서 결정되는 양이다. 본 시뮬레이션에서는 100, 200, 500 V/cm의 전압을 양극에 인가한 후, 픽셀에 유도되는 유도전하와, 신호 교차에 의해 인접한 픽셀에 유도되는 유도전하를 비교하였다. 시뮬레이션에 적용한 CZT의 물리적 특성은 다음과 같다(Table. 1).

2) 가중 퍼텐셜을 이용한 유도 전하 효율 (charge induction efficiency)

감마선 및 X선에 의해 생성된 전하량은 전압을 가한 후

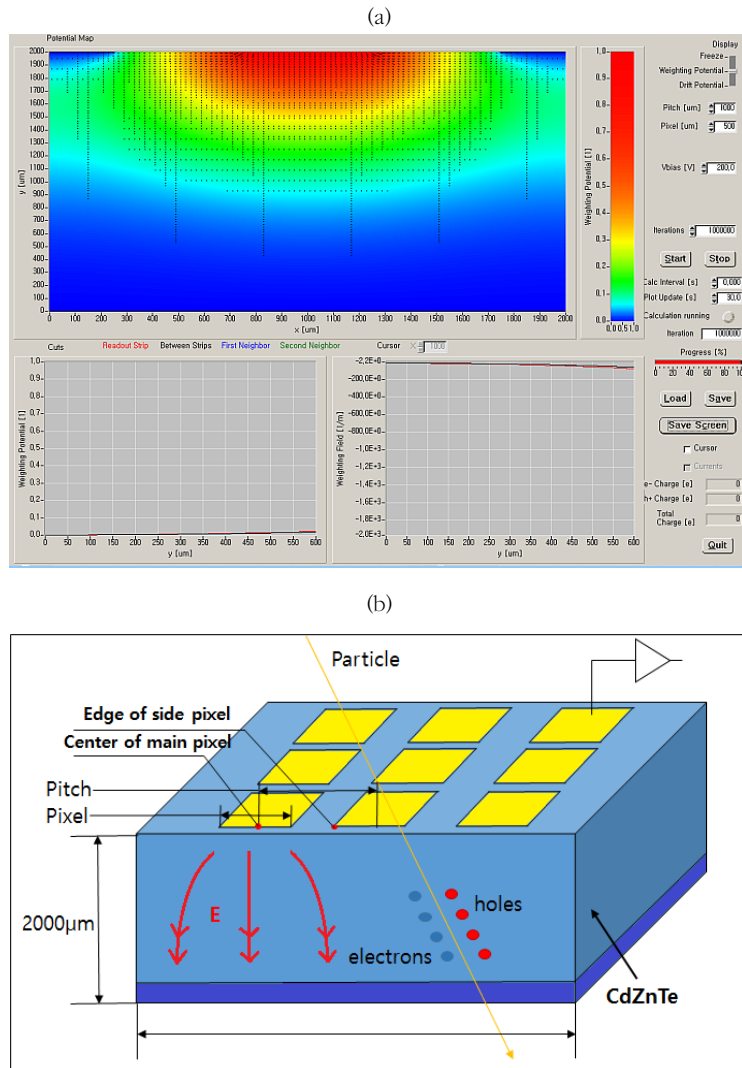


Fig. 1 (a) The screen of the simulation program. In the simulation, we assumed that the size of CZT detector is $2 \times 2 \times 1 \text{ mm}^3$ and the pixel pitch is 1 mm. (b) The schematic diagram of the pixilated CZT detector for CT detector

Table 1 The parameter of CZT used in the simulation

Property	Atomic number	Band gap (eV)	Energy per e-h pair (eV)	μ_e (cm ² /Vs)	μ_h (cm ² /Vs)	τ_e (s)	τ_h (s)
CdZnTe	48, 30, 52	1.57	4.6	1075	100	10^{-5}	10^{-7}

검출기 내의 전자와 정공의 이동에 의해 측정할 수 있다.
유도 전하 효율(CIE)은 다음의 식으로 표현된다.

$$CIE = Q / eN \quad (3)$$

이 식에서 Q는 측정된 전하량이며, eN은 입사하는 방사선에 의해서 생성된 전하량이다. 이 때 전하의 이동 특성 (charge transport property)는 전자와 정공의 이동도와

수명의 곱(mobility–lifetime products, $\mu_e\tau_e$ 와 $\mu_h\tau_h$)에 의해 결정된다. 유도 전하 효율은 전극과 장치의 구조에 의해 정해진 가중 퍼텐셜과 인가된 전기장에 의해서 결정된다⁶⁾.

시뮬레이션 프로그램을 이용한 모의실험을 통해 얻어진 가중 퍼텐셜 데이터를 대입하여 유도 전하 효율을 구하고 각 픽셀 간격에 따른 값을 비교하여 신호교차와 픽셀에 유도된 유도를 비교 분석하였다.

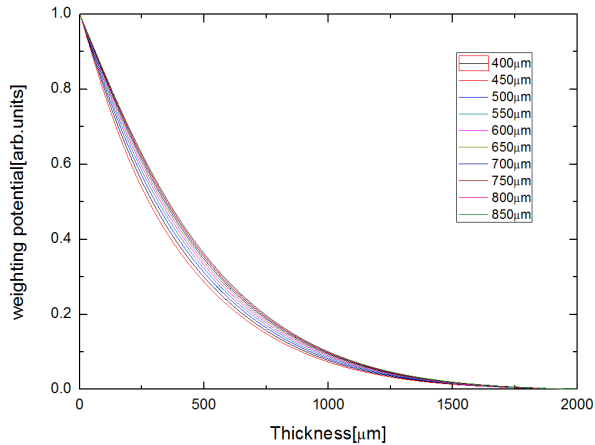


Fig. 2 The weighting potential variation at the center of pixel for different CZT pixel size. Small and large pixel in the simulation is 400 and 850 μm , respectively

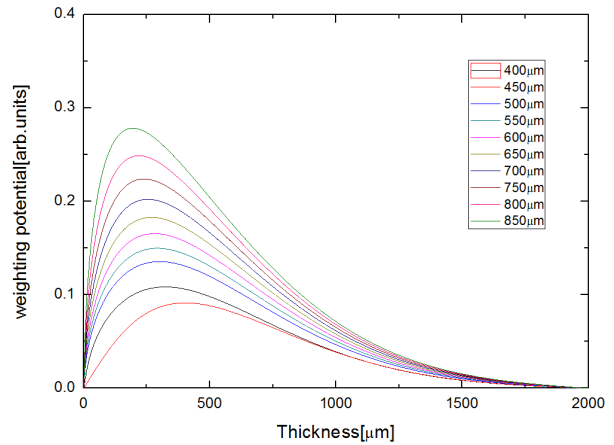


Fig. 3 The weighting potential variation at the edge of adjacent pixels depending on the pixel size from 400 μm and 850 μm

III. 결 과

1. 시뮬레이션 프로그램을 이용한 가중 퍼텐셜 측정

가중 퍼텐셜 모의실험결과인 Fig. 1에서 보듯이 가중 퍼텐셜은 인가하는 전압과 관계없이 양극(anode)을 기준으로 가중 퍼텐셜이 강하고 점차 음극으로 향하면서 낮아진다. 그리고 가운데 픽셀 지점을 기준으로 부채꼴 형태로 등퍼텐셜 (equi-potential) 라인을 이루며, 이웃한 픽셀에도 가중 퍼텐셜이 가해지는 양상을 볼 수 있다.

Fig. 2는 픽셀 크기를 400 μm 에서 850 μm 로 50 μm 씩 증가시킬 때, 픽셀중심의 가중 퍼텐셜을 하나의 그래프에 모두 나타낸 것이다. 가중 퍼텐셜은 400 - 850 μm 의 픽셀에서 픽셀 크기에 상관없이 양극에서 음극으로 지수 함수적으로 감소한다. 흔히 평판형 소자의 경우 전기퍼텐셜이 양극에서 음극으로 선형적으로 변화하는 것과 대조적이다. 또한 픽셀 크기가 작아질수록 양극부분에서의 가중 퍼텐셜의 기울기가 커짐을 알 수 있다.

신호교차는 입사하는 방사선에 의해 생성된 전자-정공 쌍이 생성된 위치의 픽셀에 유도되지 않고 인접한 픽셀에 유도되는 것으로, Fig. 3과 같이 가운데 픽셀 외에 근접한 픽셀에서의 가장자리 부분의 가중 퍼텐셜도 측정하였다. 근접 픽셀의 가장자리 가중 퍼텐셜은 양극과 음극에서 모두 0이지만, 양극에서 100 - 200 μm 영역에서 최대를 나타낸다. 픽셀의 크기가 커질수록 최대치는 양극에 가깝고, 또한 가중 퍼텐셜의 값도 증가한다. 이는 픽셀과 픽셀의 간격이 가까워질수록 신호교차(cross-talk)가 강해짐을 알 수 있다.

2. 픽셀 크기에 따른 유도 전하 효율(CIE) 비교

각각의 픽셀 크기에 따른 가중 퍼텐셜 데이터를 이용하여 유도 전하 효율을 계산하였다. 유도 전하 효율을 구하기 위해서는 검출기 소자의 전하와 정공의 이동도와 수명의 곱, 인가된 전압, 검출기 크기가 필요하다. 본 연구에서는 CdZnTe의 전자와 정공의 이동도와 수명의 곱을 각각 $3 \times 10^{-3} \text{ cm}^2/\text{V}$, $5 \times 10^{-5} \text{ cm}^2/\text{V}$ 로, 소자의 두께는 2 mm, 인가된 전압을 400 V, 1000 V로 가정하여 계산하였다.

Fig. 4는 CZT 소자 450 μm , 800 μm , 1000 μm 크기에서 양극에서 음극으로 100~1500 V/cm의 전압을 인가하여 모의 실험한 전하 수집 효율(charge collection efficiency, CCE)과 유도 전하 효율(Charge Induced Efficiency, CIE)을 나타낸 그래프이다. 일반적으로 전하 수집 효율과 유도 전하 효율은 음극에서 양극으로 갈수록 증가하는 경향을 보인다. Fig. 4. (a) ~ (c)의 그래프는 각 픽셀 별 인가된 전압의 차이에 따른 전하수집 효율과 전하 유도 효율을 나타낸 것이다. 전하 수집 효율과 유도 전하 효율은 인가된 전압이 클수록 더 높아지는 것을 알 수 있고, 특정 전압 이상에서는 그 값들이 포화 상태에 도달함을 알 수 있다. 일반적으로 특성이 우수한 CZT 소자의 경우, 단위 mm당 100 V의 전압을 인가하면 전하수집 효율과 전하유도 효율이 포화상태에 도달한다.

Fig. 5는 450, 800, 1000 μm 의 픽셀 크기를 가진 CZT 소자에 Co-57 (122 keV)의 감마선을 입사시켰을 때 각 픽셀에 100, 500, 1000, 1500 V/cm의 전기장을 인가하였을 때 획득되는 감마선 스펙트럼 결과이다. 전반적으로 픽셀의 크기가 작을수록 인가하는 전압이 증가할수록 획득되는 122

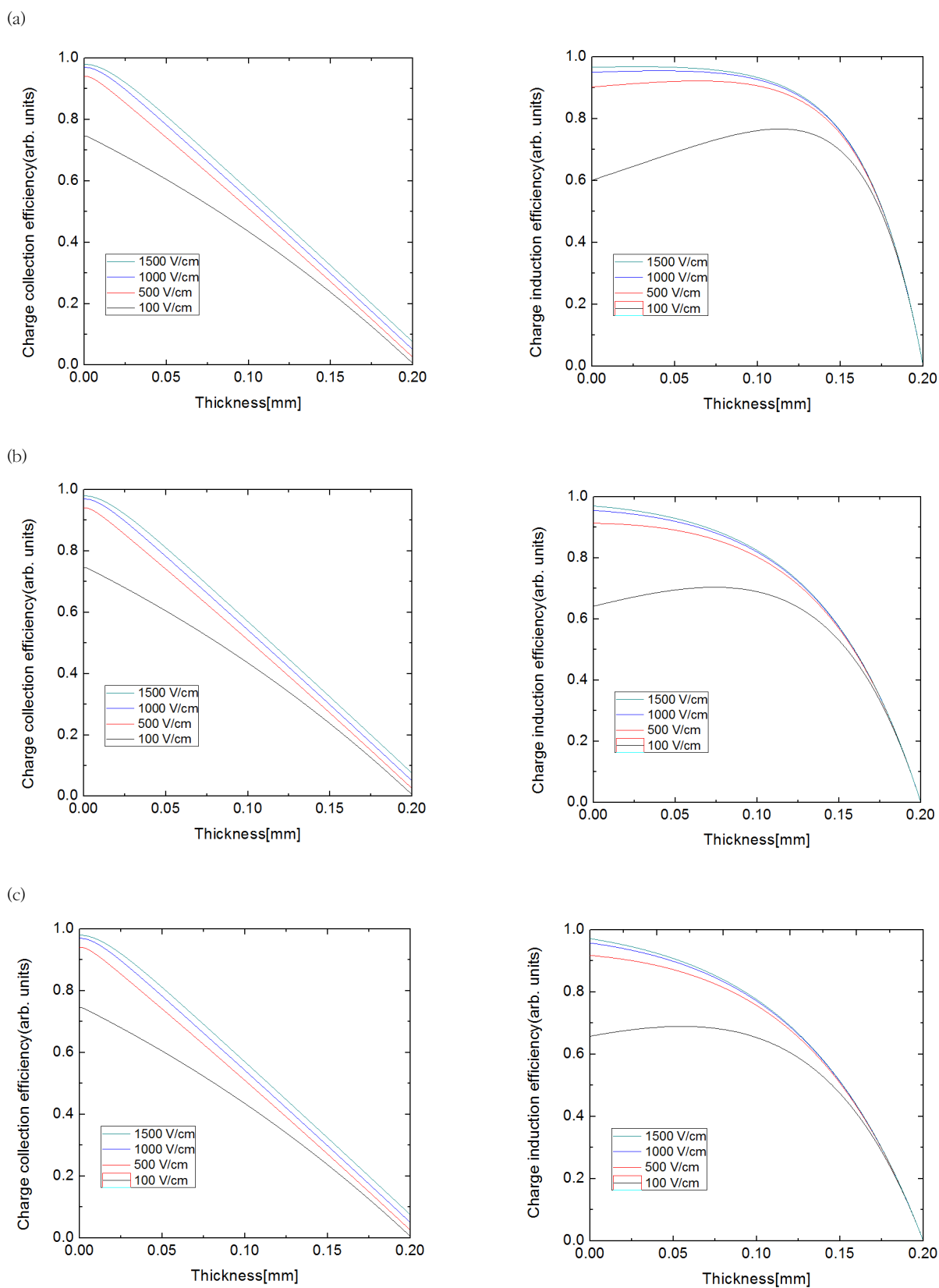


Fig. 4 Charge collection efficiency (CCE) and charge induction efficiency (CIE) for the pixel size of a) 450 ($W/L=0.225$), b) 800 ($W/L=0.4$), c) 1000 μm ($W/L=0.5$) on the electric field of 100, 500, 1000, and 1500 V/cm. Both CCE and CIE improved at a high electric field (high bias) and at a small pixel size

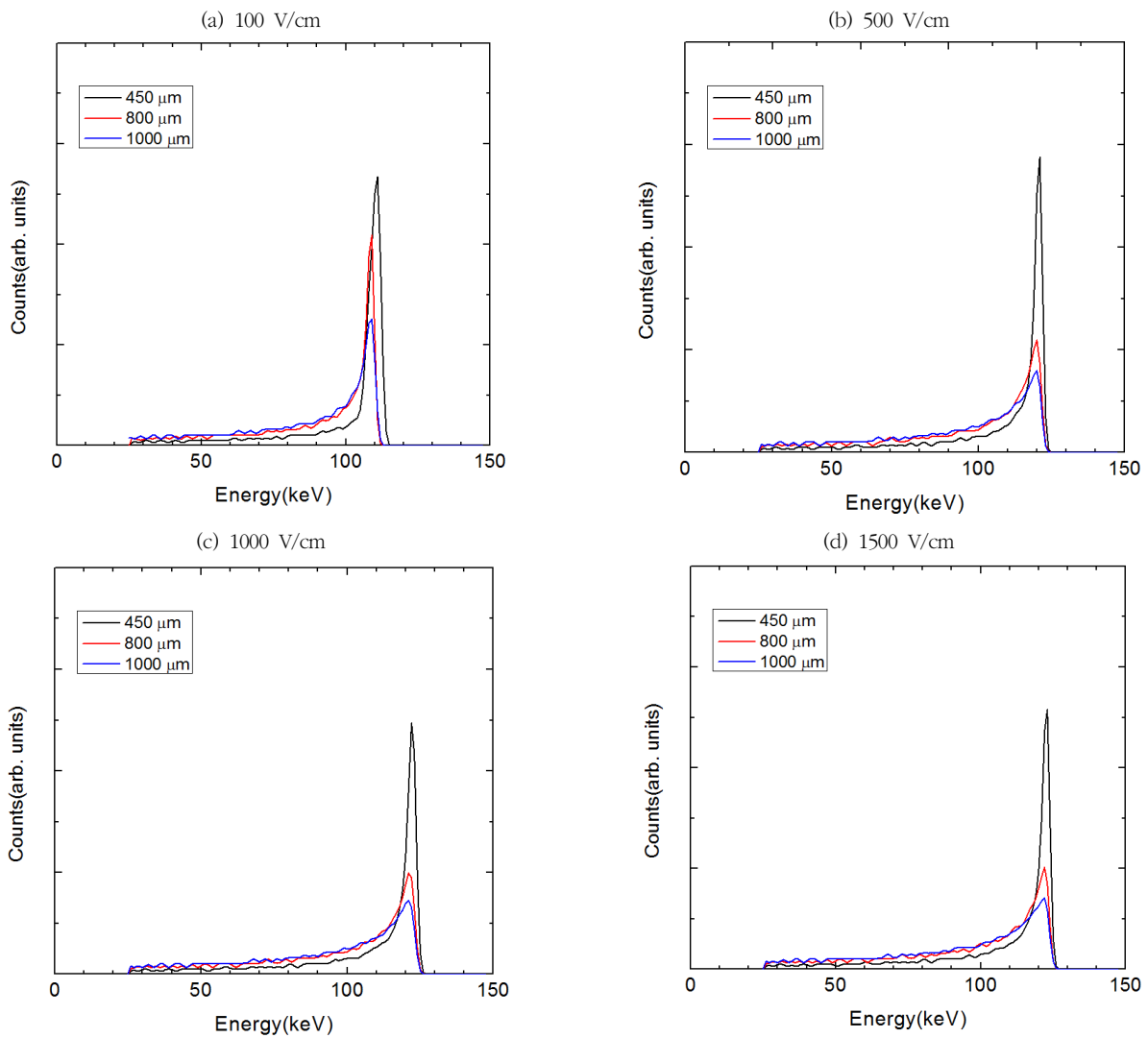


Fig. 5 Simulated Co-57 gamma peak of 122 keV for the electric field of a) 100, b) 500, c) 1000, and d) 1500 V/cm with a pixel size of 450, 800, and 1000 μm CZT detector. Gamma peak of 122 keV appear at a low energy region due to the incomplete charge collection at low electric field such as 100 and 500 V/cm. Also, we can observe better gamma spectrum for the 450 μm pixel due to the small pixel effects

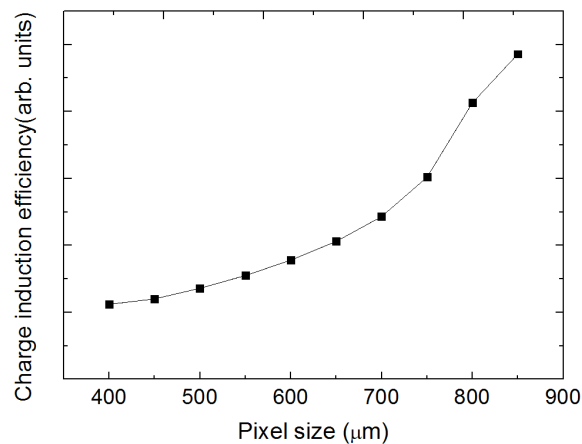


Fig. 6 Charge induction efficiency at the edge of adjacent pixel for 400-850 μm pixel size. The actual distance to adjacent pixel is 150-600 μm

keV 감마선의 FWHM이 작고, 에너지 또한 실제 에너지인 122 keV에 근사한 에너지를 얻을 수 있다. 작은 픽셀의 가진 CZT 소자에서 감마선의 FWHM이 작은 것은 작은 픽셀 효과로 설명이 가능하다.

3. 픽셀 크기에 따른 신호교차(cross-talk) 비교

일반적으로 신호교차는 픽셀의 크기가 작아질수록 이웃하는 픽셀과의 거리가 멀어지게 됨으로 신호교차의 크기가 작아짐을 예상할 수 있다. 반면에 픽셀의 크기가 작아지게 되면 입사하는 X선 혹은 감마선을 받게 되는 면적이 줄어들게 됨으로, 신호획득 효율이 감소하게 된다. Fig. 6은 이웃한 픽셀의 가장자리에서 측정된 유도 전하 효율을 400~850 μm 의 픽셀 크기에 따라 비교한 그래프이다. 400 μm 의 픽셀크기에서도 유도전하에 신호교차를 여전히 일어남을 알 수 있다. 신호교차는 최소가 되는 것이 바람직하지만, 실제 X선 및 감마선 소자의 전기적 신호를 처리하는 신호처리시스템의 능력을 반드시 고려해야 한다. 모의 실험결과 신호교차는 픽셀크기가 700~800 μm 인 영역에서 상대적으로 그 크기가 증가하는 경향을 보였다. 따라서 최적의 픽셀크기는 700~800 μm 정도이고, 실제 소자제작은 검출기 뒷단의 증폭기의 신호대 잡음비 (signal to noise ratio) 및 신호처리 스피드 등과 같은 시스템 능력을 고려하여 설계하는 것이 바람직할 것이다.

IV. 고찰 및 결론

현재의 CT 시스템의 커다란 단점인 높은 피폭선량을 개선하기 위한 방법의 하나로 CT의 검출기를 CZT 소자로 변경하기 위한 기초적인 연구로, 가중 퍼텐셜과 Co-122 keV의 감마선이 입사했을 때 측정되는 스펙트럼에 근거해 기본적인 소자의 픽셀과 픽셀 피치를 설계하고자 하였다.

본 연구의 모의 실험 결과, 전하 검출 효율은 (charge collection efficiency)과 전하유도 효율은 픽셀의 크기와 소자의 두께가 같은 경우를 제외하면 서로 두 개의 값이 다름을 알 수 있다. 가중 퍼텐셜의 그래프(Fig. 2)을 보면, 작은 픽셀 효과 (small pixel effect)에 의해 W/L (pixel size/detector thickness) 비율(0.2~0.425)에 따라 그 수치가 작을수록 더 가중 퍼텐셜의 기울기 변화가 커지는 경향을 보였다. Fig. 4과 5에서 보듯이 픽셀의 크기가 작을수록 그리고 인가하는 전압이 클수록 전하유도효율과 전하수집효율이 증가하는 경향을 나타낸다. 일반적으로 작은 픽셀효과

는 픽셀의 크기변화와 가중 퍼텐셜이 선형적인 변화관계를 나타내지 않으며, 픽셀의 크기가 작아질수록 양극에 가까운 쪽에 퍼텐셜의 변화가 급격해지므로, 모든 영역에서 전하가 수집되는 것이 아니라 양극에 가까운 영역에서만 전하가 모아진다. 따라서, 소자에 같은 전압을 인가했을 때 가중 퍼텐셜의 기울기가 큰 쪽, 즉 W/L 비율이 작은 쪽이 국소영역에서 전하를 수집하게 되고, 결과적으로 FWHM이 우수한 감마스펙트럼을 나타내게 된다⁵⁾. 작은 픽셀 효과에 인가전압에 대한 결과는 Fig. 5에 잘 나타나 있다. 인가하는 전압이 부족한 경우에는 122 keV의 광자가 입사했음에도 불구하고, 122 keV의 광자보다 낮은 광자로 인식하게 된다. 그리고, 100 V/cm이상의 전기장이 가해진 조건하에서는 픽셀의 크기가 작을수록 122 keV의 FWHM이 작은, 즉, 좀 더 샤프한 122 keV가 얻어짐을 알 수 있다. 좀 더 진보된 광계수모드 (photon counting mode)로 동작한다면 픽셀크기에 대해 좀 더 세밀한 논의가 필요할 것이다. 신호의 획득 또한 매우 중요하지만, 신호교차(cross-talk)에 의한 신호의 간섭은 SNR이나 MTF에 영향을 주기 때문에 이를 최소화하는 것이 바람직하다. 본 연구에서는 신호교차에 의한 신호의 간섭 정도를 알아보기 위해서 픽셀의 중앙부분과 근접한 픽셀의 가장자리 부분에 유도되는 신호 크기를 비교하였다. Fig. 6에서 보듯이 근접한 픽셀의 가장자리 부분의 유도 전하 효율은 픽셀 크기가 커짐에 따라 높아지는 경향을 보였다. 또한, 픽셀 크기에 따른 유도 전하 효율의 기울기 변화를 비교한 결과 픽셀 사이즈가 750~800 μm 일 때 기울기가 급격해짐을 알 수 있다. 그 이유는 픽셀 크기가 커질수록 근접한 픽셀과의 거리가 작아지므로 cross-talk에 의한 신호 간섭이 커지기 때문이다. 또한, 소자의 영상 분해능을 표현할 때 MTF (modulation transfer function) 으로 표현을 하게 되는데, 주로 픽셀의 크기에 따라 Nyquist 주파수가 정해지고, Nyquist 주파수 아래에서 그 값이 상대적으로 표현이 된다. 픽셀크기가 700~800 μm 가 되면 신호 교차 (cross-talk)이 최소가 되어, 800~1000 μm 보다는 MTF의 상대적 값이 높은 값으로 표현될 것이다. 즉, Nyquist 주파수보다 낮은 두 개의 물체를 보다 쉽게 구별할 수 있을 것이다. 신호 검출 효율과 cross-talk에 의한 신호교차의 영향 간의 관계를 분석한 결과 약 700~800 μm 부근에서 적절한 유도 전하 효율을 가짐을 알 수 있었으며 신호교차에 의한 영향이 가장 작은 최적의 크기임을 확인하였다.

이 모의실험 결과를 기반으로 모의실험과 동일한 픽셀의 CZT 소자를 제작하고, 픽셀의 크기에 따른 감마선의 FWHM과 이웃한 픽셀사이의 신호교차를 측정하여, 모의실험의 타당성 및 정당성을 비교 평가하는 추가적인 실험이 필요하다.

감사의 글

This work was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korea government (MSIP) (NRF-2015M2B2A9032788 and NRF-2015M2A2A4A01045094).

REFERENCE

1. Chansun Park, Pilsu Kim, PyongKon Cho, Jonghak Choi, Jungmin Kim, KiHyun Kim: Fabrication of Virtual Frisch-grid CdZnTe γ -ray Detector: Journal of Radiological Science and Technology, 37(4), 253-259, 2014
2. Z. He: Review of the Shockley-Ramo theorem and its application in semiconductor gamma-ray detectors, Nucl. Instr. Meth. A, 463, 250-267, 2001
3. K. H. Kim, A. E. Bolotnikov, G. S. Camarda et al.: New Approaches for Making Large-Volume and Uniform CdZnTe and CdMnTe Detector: IEEE trans. Nucl. Sci., 59 (4), 1510-1515, 2012
4. Fan Ji, Mikko Juntunen, and Iiro Hietanen: Evaluation of electrical crosstalk in high-density photodiode arrays for X-ray imaging applications: Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 610, 28-30, 2009
5. Aziz Ikhlef and Smitha Thirvikraman: Crosstalk Modeling of a CT Detector: Proceedings of SPIE, 5368, 906-912, 2004
6. Paul N. Luke and Mark Amman: Room-temperature Replacement for Ge Detectors-Are We There Yet?: IEEE trans. Nucl. Sci., 54, 834-842, 2007

•Abstract

CdZnTe Detector Design for Computed Tomography based on Weighting Potential

Hyunjong Lim¹⁾·Chansun Park¹⁾·Jungsu Kim¹⁾·Jungmin Kim^{1,2)}·
Jonghak Choi^{1,2)}·KiHyun Kim^{1,2)}

¹⁾Department of Bio-convergence Engineering, Korea University

²⁾Department of Radiologic Science, Korea University

Room-temperature operating CdZnTe(CZT) material is an innovative radiation detector which could reduce the patient dose to one-tenth level of conventional CT (Computed Tomography) and mammography system. The pixel and pixel pitch in the imaging device determine the conversion efficiency of incident X- or gamma-ray and the cross-talk of signal, that is, image quality of detector system. The weighting potential is the virtual potential determined by the position and geometry of electrode. The weighting potential obtained by computer-based simulation in solving Poisson equation with proper boundaries condition. The pixel was optimized by considering the CIE (charge induced efficiency) and the signal cross-talk in CT detector system. The pixel pitch was 1-mm and the detector thickness was 2-mm in the simulation. The optimized pixel size and inter-pixel distance for maximizing the CIE and minimizing the signal cross-talk is about 750 μm and 125 μm , respectively.

Key Words: CdZnTe, Weighting Potential, Cross-talk, charge induction efficiency, CT