

Determination of Dose Correction Factor for Energy and Directional Dependence of the MOSFET Dosimeter in an Anthropomorphic Phantom

Sung Koo Cho* · Sang Hyoun Choi* · Seong Ho Na[†] ·
Chan Hyeong Kim*

*Department of Nuclear Engineering, Hanyang University

[†]Korea Institute of Nuclear Safety

인형 모의피폭체내 MOSFET 선량계의 에너지 및 방향 의존도를 고려하기 위한 선량보정인자 결정

조성구* · 최상현* · 나성호[†] · 김찬형*

*한양대학교 원자력공학과, [†]한국원자력안전기술원

(2006년 5월 16일 접수, 2006년 6월 15일 채택)

Abstract - In recent years, the MOSFET dosimeter has been widely used in various medical applications such as dose verification in radiation therapeutic and diagnostic applications. The MOSFET dosimeter is, however, mainly made of silicon and shows some energy dependence for low energy photons. Therefore, the MOSFET dosimeter tends to overestimate the dose for low energy scattered photons in a phantom. This study determines the correction factors to compensate these dependences of the MOSFET dosimeter in ATOM phantom. For this, we first constructed a computational model of the ATOM phantom based on the 3D CT image data of the phantom. The voxel phantom was then implemented in a Monte Carlo simulation code and used to calculate the energy spectrum of the photon field at each of the MOSFET dosimeter locations in the phantom. Finally, the correction factors were calculated based on the energy spectrum of the photon field at the dosimeter locations and the pre-determined energy and directional dependence of the MOSFET dosimeter. Our result for ⁶⁰Co and ¹³⁷Cs photon fields shows that the correction factors are distributed within the range of 0.89 and 0.97 considering all the MOSFET dosimeter locations in the phantom.

Key Words : MOSFET dosimeter, Anthropomorphic phantom, Energy dependence, Directional dependence, Dose correction factor

요약 - 최근 방사선 치료 및 진단 분야에서 선량 측정을 위하여 다양하게 사용되고 있는 MOSFET 선량계는 검출부위가 실리콘으로 이루어져 있으며 다른 검출기들과 마찬가지로 어느 정도의 에너지 의존도와 방향 의존도를 보인다. 따라서 MOSFET 선량계가 공기 중이 아닌 모의피폭체 내에서 선량 측정에 사용될 경우 낮은 에너지를 갖는 산란 광자 등 이차 광자들로 인하여 선량을 실제보다 높게 평가하게 된다. 본 연구에서는 MOSFET 선량계의 에너지 의존도와 방향 의존도로 인하여 발생하는 오차를 보정하기 위한 선량보정인자를 몬테카를로 전산모사 기법을 이용하여 계산하였다. 먼저 사용되는 인형 모의피폭체의 체적소 모의피폭체(Voxel Phantom)를 CT 영상을 이용하여 제작하였으며 제작된 체적소 모의피폭체를 몬테카를로 전산코드로 구현한 후, 모의피폭체 내 각 선량계 지점에서 입사하는 광자의 에너지 및 방향별 에너지 스펙트럼을 계산하였다. 각각의 선량계 지점에서 0.662 MeV와 1.25 MeV의 광자빔을 고려하였

으며 또한 MOSFET 선량계의 방향은 실리콘 베이스 방향과 에폭시 방향을 고려하였다. 주어진 선량계 지점에서의 선량보정인자는 계산된 에너지 의존도들의 중간값을 이용하여 결정하였으며 이렇게 결정된 각 선량계 지점에서 선량보정인자는 0.89-0.97 범위의 값들을 나타내었다. 본 연구결과에 따르면 MOSFET 선량계를 이용하여 인형 모의피폭체 내에 선량을 측정할 때 에너지 의존도와 방향 의존도를 고려하지 않을 경우 측정 위치에 따라 3~11% 정도의 측정오차가 발생할 수 있다. 그러므로 인형 모의피폭체 내의 선량을 정확하게 측정하기 위해서는 선량보정인자를 각 선량계에 필히 적용해주어야 한다.

중심어 : MOSFET 선량계, 인형 모의피폭체, 에너지 의존도, 방향 의존도, 선량보정인자

서 론

MOSFET(Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor) 선량계는 1974년에 처음으로 방사선 측정에 사용되었으며 최근에는 세기조절 방사선치료(IMRT), 전산단층촬영(CT) 등과 같은 방사선 치료 및 진단 분야에서 선량검증을 위해 다양하게 사용되고 있다[1-2]. 이러한 MOSFET 선량계는 기존의 선량계들에 비해 크기가 작고 실시간 관독이 가능하며 사용이 용이하다는 장점이 있다. 하지만 MOSFET 선량계는 검출부위가 실리콘으로 되어있어 저에너지 광자선에 대하여 어느 정도의 에너지 의존도를 보이며, 또한 검출부위가 서로 다른 물질, 즉 에폭시 벌브와 실리콘 칩 사이에 위치하여 입사 광자선의 방향에 따라 약간의 방향 의존도를 보인다.

최근 Wang 등은[3] 몬테카를로 전산모사 기법으로 고감도 MOSFET 선량계(TN-1002RD, Thomson and Nielson, Ottawa, Canada)의 에너지 의존도와 방향 의존도 등을 연구한 바 있다. 그들의 연구결과에 따르면 에너지 의존도는 광자 에너지가 100 keV보다 작을 때 크게 증가하였으며 40 keV에서 최대 7배 정도의 차이를 나타냈다. 방향 의존도는 0.662 MeV의 광자빔을 30도씩 회전하면서 조사한 결과 전반적으로 에폭시 부분에 조사되는 광자보다 실리콘 부분에 조사되는 광자에 더 높은 반응(최대 8% 차이)을 나타냈다.

따라서 MOSFET 선량계가 공기 중이 아닌 인형 모의피폭체 내에서 선량 측정에 사용될 경우 낮은 에너지를 갖는 산란 광자 등 이차 광자들로 인하여 선량을 실제보다 높게 평가하게 된다. 본 연구에서는 인형 모의피폭체 내에서 MOSFET 선량계의 에너지 의존도와 방향 의존도로 인하여 발생하는 오차를 보정하기 위한 선량보정인자를 결정하고자 한다. 이를 위해 본 연구에서는 CIRS사의 ATOM 성인 남성 모의피폭체를 몬테카를로 전산코드를 이용하여 모사하고 각 선량계 지점에서 입사하는 광자의 에너지 및 방향별 에너지 스펙트럼과 에너지 의존도를 계산하였다. 에너지 스펙트럼과 에너지 의존도는 0.662 MeV와 1.25 MeV의 광자빔만을 고려하였으며 또한 MOSFET 선량계의 실리콘 베이스 방향과 에폭시 방향을 고려하였다. 모든 지점에서 선량보정인자는 계산된 광자의 에너지 스펙트럼과 MOSFET 선량계의 에너지 의존도를 이용하여 결정하였다.

재료와 방법

1. 고감도 MOSFET 선량계

고감도 MOSFET 선량계(Fig. 1)는 1 mm² 면적과 0.25 mm 두께의 실리콘 칩으로 구성되어 있으며 이 실리콘 칩은 0.85 mm 두께의 에폭시 벌브 밑에 위치한다. 실리콘 칩은 각각 0.2 mm X 0.2 mm의 면적과 1 μm 두께의 검출부위(Sensitive volume)로 이루어진 두개의 MOSFET 장치를 포함한다. 실리콘 칩과 에폭시 벌브는 두개의 금선을 캡슐로 보호하는 매우 얇고 유연한 폴리이미드 케이블의 끝에 위치한다. 방사선이 MOSFET 장치에 조사되면 검출부위 등에 전자-정공 쌍이 생성이 되며 생성된 정공들은 전장에

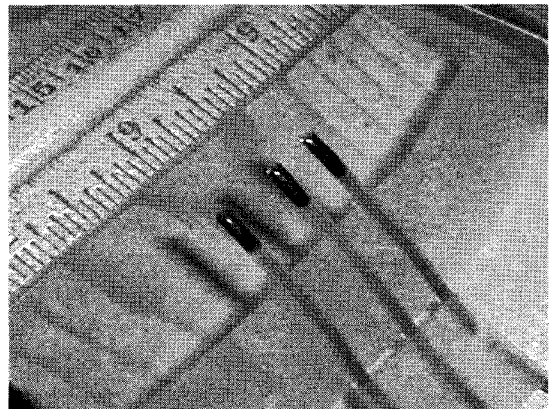


Fig. 1. The MOSFET dosimeter (Model: TN-1002RD, Thomson and Nielson, Ottawa, Canada).

의해 Si/SiO₂ 경계면을 향하여 이동한다. 최종적으로 정공들 일부는 경계면 주위에서 영구적으로 고정되어 장치문턱전압(Device threshold voltage)을 감소시키게 되는데 이러한 장치문턱전압의 변화는 조사된 선량에 비례한다. MOSFET 선량계는 이러한 장치문턱전압의 변화를 이용하여 조사된 방사선량을 실시간으로 측정할 수 있으나 장치문턱전압이 20 V가 되면 더 이상 사용할 수 없게 된다.

2. 인형 모의피폭체

본 연구에서는 인형 모의피폭체로서 CIRS사의 ATOM 성인 남성 모의피폭체(701-C, CIRS, Virginia, USA)를 사용하였다. ATOM 모의피폭체는 173 cm, 73 kg의 성인 남성을 대표하며 두께 2.5 cm의 슬라이스 총 39장으로 이루어져 있다. 또한 ATOM 모의피폭체는 조직등가물질인 에폭시 합성수지로 이루어져 있고 혼합뼈(Average bone), 연조직(Soft tissue), 척수(Spinal cord), 폐(Lung), 뇌(Brain)의 5개 물질로 구성되어 있다. 각 슬라이스 단면에는 1.5 cm x 1.5 cm 간격으로 구멍이 뚫어져 있어 TLD 소자와 같은 소형의 선량계를 삽입할 수 있도록 제작되어 있다.

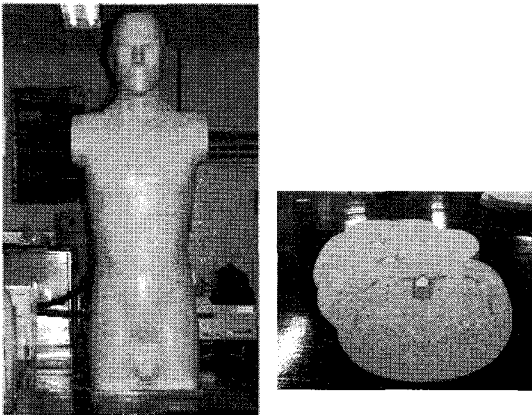


Fig. 2. The ATOM adult male phantom (Model: 701-C, CIRS, Virginia, USA).

3. 인형 모의피폭체 내 MOSFET 선량계 위치

본 연구에서는 ATOM 모의피폭체 내에서 장기를 정의하고 각 장기별로 MOSFET 선량계의 수와 위치를 결정하였다. ATOM 모의피폭체 내에 장기를 정의하기 위해 본 연구에서는 MIRD형 수학적 모델[4]을 사용하였다. 먼저 MIRD형 수학적 모델의 3차원 영상을 구현하고 ATOM 모의피

폭체의 각 슬라이스와 일치하는 높이에서 X-Y 단면 영상을 얻었다. MIRD형 수학적 모델 영상은 장축과 단축의 길이가 각각 40 cm, 20 cm인 타원형 몸통을 가지고 있으며, 인형 모의피폭체는 각 슬라이스별로 단면의 모양이 다르다. 따라서 각 장기는 ATOM 모의피폭체 슬라이스의 중심에 MIRD형 수학적 모델 영상의 중심을 일치시킨 후 가로와 세로의 거리 비를 이용하여 정의하였다. Fig. 3은 MIRD형 수학적 모델의 X-Y 단면 영상을 이용하여 각각의 장기를 정의한 ATOM 모의피폭체 슬라이스를 보여준다. 이때 골격, 폐 등 ATOM 모의피폭체에 기본적으로 정의되어 있는 장기들은 그대로 사용하였다.

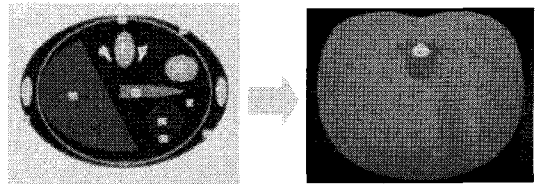


Fig. 3. Definition of the organs in the ATOM phantom.

다음으로, 정의된 장기의 평균선량을 측정하기 위하여 필요한 MOSFET 선량계의 개수 및 위치는 해당 장기의 부피와 조직가중치를 고려하여 결정하였다[5]. 본 연구에서는 조직가중치가 높은 10개의 장기($w_T \geq 0.05$)만을 고려하였다. Table 1은 선정된 10개의 장기와 각 장기별로 사용된 선량계의 개수 및 위치를 보여준다. 장기별로 사용된 MOSFET 선량계의 수는 해당 장기의 조직가중치와 장기 부피를 모두 고려하여 결정하였다. ATOM 모의피폭체 내에서 선량계의 위치는 모의피폭체 슬라이스에 1.5 cm x 1.5 cm 간격으로 뚫어져 있는 구멍의 위치로 제한하였다. 먼저 슬라이스에 있는 구멍들은 Fig. 4와 같이 정면을 기준으로 가로 방향은 오른쪽부터 알파벳순으로 순서를 정하고 세로 방향은 앞쪽부터 번호를 부여하여 각각의 좌표를 결정하였다. 따라서 슬라이스의 중심 좌표는 'L7'이 된다. 장기 내 MOSFET 선량계의 위치는 슬라이스에 정의된 장기 포함되는 모든 구멍의 좌표들을 평균하여 평균값과 가장 가까운 위치에 있는 구멍을 선량계의 위치로 선정하였다. 간과 같이 하나의 슬라이스에 두 개의 선량계가 위치하는 경우는 각각의 선량계가 차지하는 부피가 비슷하도록 위치를 결정하였다. 각 장기별로 사용된 선량계의 개수는 1-6개이고 사용된 선량계는 총 32개이다.

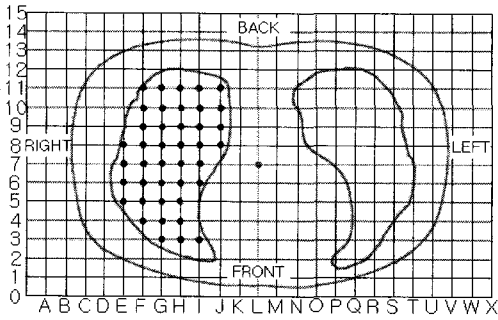


Fig. 4. The hole locations in the ATOM phantom slices.

4. 몬테카를로 전산모사

본 연구에서는 ATOM 모의피폭체의 체적소 모의피폭체를 구현하고 각 선량계 지점에서의 에너지 스펙트럼을 계산하였다. 먼저 체적소 모의피폭체는 ATOM 모의피폭체의 CT 영상을 이용하여 제작하였다. ATOM 인형 모의피폭체의 CT 촬영은 SOMATOM Sensation 16 (Simens)를 이용하여 1.5 mm 간격으로 수행하였으며 46.8 cm x 46.8 cm 크기의 영상 639장을 얻었다. ATOM 모의피폭체의 CT 영상은 비주얼 C++ 프로그램을 이용하여 공기, 뼈, 폐, 연조직, 피부로 분할되었고 분할된 영상을 이용하여 체적소 모의피폭체를 제작하였다. 최종 개발된 체적소 모의피폭체의 체적소 크기는 0.457 cm x 0.457 cm x 0.45 cm이고 총 102 x 102 x 216개의 체적소로 구성되었다. Fig. 5는 제작한 체적소 모의피폭체를 3D-DOCTOR™ [6]을 이용하여 삼차원으로 재구성한 그림이다.

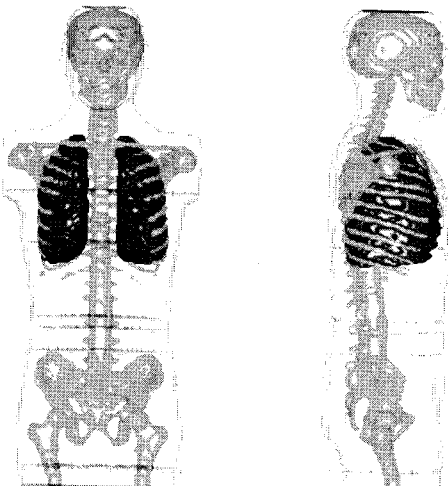


Fig. 5. Three-dimensional visualization of the voxel phantom constructed in this study.

Table 1. The locations of the MOSFET dosimeters in the ATOM Phantom.

Dosimeter location	Slice #	Hole location
Testes1	38	K3
Testes2	38	M3
Ovary1	32	I7
Ovary2	32	O7
RBM1	5	L5
RBM2	15	L12
RBM3	24	L11
RBM4	32	G8
RBM5	32	Q8
Colon1	30	H6
Colon2	28	L6
Colon3	31	P6
Colon4	35	N7
Lung1	14	G7
Lung2	14	Q7
Lung3	16	G8
Lung4	16	Q8
Lung5	19	G8
Lung6	19	R8
Stomach1	22	P5
Stomach2	24	P4
Stomach3	26	O5
Bladder	34	L3
Breast1	17	G1
Breast2	17	Q1
Liver1	22	F9
Liver2	22	J4
Liver3	25	F8
Liver4	25	H4
Thyroid	10	L7
Esophagus1	15	L9
Esophagus2	19	L9

이렇게 제작된 체적소 모의피폭체는 각 선량계 지점에서의 광자의 에너지 스펙트럼을 계산하기 위해 사용되었다. 본 연구에서는 MCNPX 코드의 Lattice 카드와 Universe 카드를 이용하여 체적소 모의피폭체를 구현하였다[7]. 다음으로 각 선량계 지점은 인형 모의피폭체의 선량계 위치와 일치하

는 각 체적소의 Lattice 좌표로 결정하였다.

본 연구에서는 방사선 종사자의 선량평가에 사용하기 위해 0.662 MeV와 1.25 MeV의 광자빔을 사용하였다. 몬테카를로 전산모사에 사용되는 방사선원은 체적소 모의피폭체 전체에 균등하게 조사할 수 있도록 반지름이 50 cm인 원형 빔선원으로 정의하였으며, 정의된 빔선원은 체적소 모의 피폭체의 중심으로부터 여섯 방향(전, 후, 좌, 우, 상, 하)으로 조사되었다. 각 선량계 지점의 에너지 플루언스는 F4 Tally를 사용하여 에너지 영역별 입자의 플루언스(Fluence)로 계산하였다[8]. 전산모사에 사용한 히스토리는 5×10^7 개였으며 통계오차는 모든 경우에 있어서 5%이하였다.

결과와 논의

본 연구에서는 각 선량계 지점에서 0.662 MeV와 1.25 MeV 입사 광자의 에너지 스펙트럼을 분석하고 MOSFET 선량계의 실리콘 방향과 에폭시 방향에 대한 에너지 의존도를 계산하였다.

MOSFET 선량계의 검출부위는 실리콘으로 이루어져 있으며 에폭시 벌브와 실리콘 칩 사이에 위치하므로 어느 정도의 에너지 의존도와 방향 의존도를 나타낸다. MOSFET 선량계의 에너지 의존도인 $R(E)$ 은 단일에너지 광자빔이 MOSFET 선량계와 공기에 조사할 때 MOSFET 선량계에 주어지는 흡수선량과 공기에 주어지는 흡수선량의 비율로 정의된다. Fig. 6은 실리콘 방향과 에폭시 방향에 대한 MOSFET 선량계의 에너지 의존도를 보여준다. 그림에서 보는 바와 같이

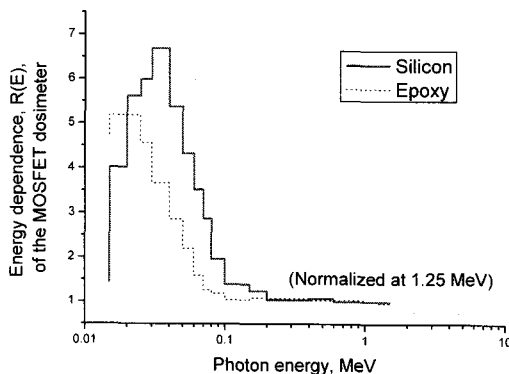


Fig. 6. Energy dependence, $R(E)$ of the MOSFET dosimeter for the silicon and epoxy direction.

MOSFET 선량계는 0.1 MeV 이하의 저에너지 영역에서 높은 에너지 의존도를 보이며 실리콘 방향에서 광자선이 입사할 경우 대부분의 에너지 영역에서 더 높은 의존도를 보인다.

각 선량계 지점에서 광자의 에너지 스펙트럼은 몬테카를로 전산코드를 이용하여 0.662 MeV와 1.25 MeV의 입사 광자에 대해 전산모사로 계산하였다. 다음으로 에너지 의존도인 R (Energy fluence-weighted relative response)은 각 에너지별 MOSFET 선량계의 에너지 의존도인 $R(E)$ 에 입사하는 광자의 에너지 스펙트럼을 곱하고 이를 모두 합하여 구하였다. 이러한 에너지 의존도는 ATOM 모의피폭체에 입사하는 광자빔의 모든 방향(전, 후, 좌, 우, 상, 하)에서 MOSFET 선량계의 실리콘 방향과 에폭시 방향에 대해 각각 계산하였다. Fig. 7은 갑상선에 입사하는 0.662 MeV와 1.25 MeV의 입사 광자 빔에 대한 갑상선 중심(선량계 위치)에서의 에너지 스펙트럼을 나타낸다. 에너지 스펙트럼은 대부분 0.1 MeV 이상의 에너지 영역에 분포하며 이보다 낮은 에너지 영역에는 거의 분포하지 않는다. 입사하는 광자 빔의 방향에 따른 에너지 스펙트럼은 후면 보다는 정면 또는 측면에서 입사할 때 높게 나타나는데 이는 인형 모의피폭체 내 갑상선의 위치가 목의 전면부에 위치하기 때문이다. 모든 방향에서 입사하는 광자 빔들에 대하여 에너지 의존도를 분석한 결과 에너지 의존도는 0.662 MeV의 경우가 1.25 MeV의 경우보다 약간 높은 경향이 있음을 알 수 있었다.

선량보정인자(DCF, Dose Correction Factor)는 0.662 MeV와 1.25 MeV로 입사하는 광자의 에너지 의존도 분포에서 중간값의 역수를 취함으로써 결정되었다. Table 2는 각 선량계 위치에서 0.662 MeV와 1.25 MeV 광자의 에너지 의존도 분포와 선량보정인자를 보여준다. 에너지 의존도는 각 선량계 지점별로 0.662 MeV와 1.25 MeV 각각에 대한 에너지 의존도의 분포를 결정하고 두 에너지 의존도 분포를 합하여 에너지 의존도 분포를 결정하였다. 각 선량보정인자의 오차는 에너지 의존도 분포의 최대값과 최소값의 차이를 반으로 나누고 그것을 다시 중간값으로 나누어서 결정하였다. Table 2를 살펴보면 선량계의 지점별 선량보정인자는 ATOM 모의피폭체의 중심에 위치할수록 작아지며, ATOM 모의피폭체의 위쪽이나 아래쪽에 위치한 선량계 지점의 선량보정인자가 가장 작았다. 이는 입사하는 광자가 인형 모의피폭체와 산란할수록 0.1 MeV 이하의 저에너지 산

Table 2. Dose correction factors (DCFs) for the MOSFET dosimeter locations in the ATOM phantom.

Dosimeter Location	R distribution (0.662 MeV)	R distribution (1.25 MeV)	R distribution (combined)	DCF	Error
Testes1	1.03-1.13	1.01-1.04	1.01-1.13(1.07±0.06)	0.934	±5%
Testes2	1.03-1.10	1.01-1.04	1.01-1.10(1.055±0.045)	0.948	±4%
Ovary1	1.06-1.21	1.02-1.09	1.02-1.21(1.115±0.095)	0.897	±8%
Ovary2	1.05-1.17	1.02-1.07	1.02-1.17(1.095±0.075)	0.913	±6%
RBM1	1.04-1.11	1.01-1.04	1.01-1.11(1.06±0.05)	0.943	±4%
RBM2	1.04-1.17	1.01-1.06	1.01-1.17(1.09±0.08)	0.917	±7%
RBM3	1.05-1.20	1.02-1.09	1.02-1.20(1.11±0.09)	0.901	±8%
RBM4	1.05-1.14	1.02-1.06	1.02-1.14(1.08±0.06)	0.926	±5%
RBM5	1.05-1.11	1.02-1.05	1.02-1.11(1.065±0.045)	0.939	±4%
Colon1	1.05-1.15	1.02-1.06	1.02-1.15(1.085±0.065)	0.922	±6%
Colon2	1.06-1.22	1.02-1.10	1.02-1.22(1.12±0.10)	0.893	±9%
Colon3	1.05-1.15	1.02-1.06	1.02-1.15(1.085±0.065)	0.922	±6%
Colon4	1.05-1.22	1.02-1.09	1.02-1.22(1.12±0.10)	0.893	±9%
Lung1	1.04-1.11	1.01-1.04	1.01-1.11(1.06±0.05)	0.943	±4%
Lung2	1.04-1.12	1.01-1.04	1.01-1.12(1.065±0.055)	0.939	±5%
Lung3	1.04-1.12	1.01-1.05	1.01-1.12(1.065±0.055)	0.939	±5%
Lung4	1.04-1.12	1.01-1.04	1.01-1.12(1.065±0.055)	0.939	±5%
Lung5	1.03-1.12	1.01-1.04	1.01-1.12(1.065±0.055)	0.939	±5%
Lung6	1.04-1.13	1.01-1.05	1.01-1.13(1.07±0.06)	0.934	±5%
stomach1	1.05-1.13	1.02-1.05	1.02-1.13(1.075±0.055)	0.930	±5%
stomach2	1.05-1.11	1.01-1.04	1.01-1.11(1.06±0.05)	0.943	±4%
stomach3	1.05-1.14	1.02-1.06	1.02-1.14(1.08±0.06)	0.926	±5%
Bladder	1.05-1.21	1.01-1.09	1.01-1.21(1.11±0.10)	0.901	±9%
Breast1	1.02-1.05	1.01-1.02	1.01-1.05(1.03±0.02)	0.971	±2%
Breast2	1.02-1.06	1.01-1.02	1.01-1.06(1.035±0.025)	0.966	±2%
Liver1	1.04-1.14	1.01-1.05	1.01-1.14(1.075±0.065)	0.930	±6%
Liver2	1.05-1.19	1.02-1.08	1.02-1.19(1.105±0.085)	0.905	±7%
Liver3	1.05-1.15	1.02-1.06	1.02-1.15(1.085±0.065)	0.922	±6%
Liver4	1.05-1.12	1.02-1.05	1.02-1.12(1.07±0.05)	0.934	±4%
Thyroid	1.04-1.14	1.01-1.05	1.01-1.14(1.075±0.065)	0.930	±6%
Esophagus1	1.05-1.20	1.02-1.07	1.02-1.20(1.11±0.09)	0.901	±8%
Esophagus2	1.05-1.19	1.02-1.08	1.02-1.19(1.105±0.085)	0.905	±7%

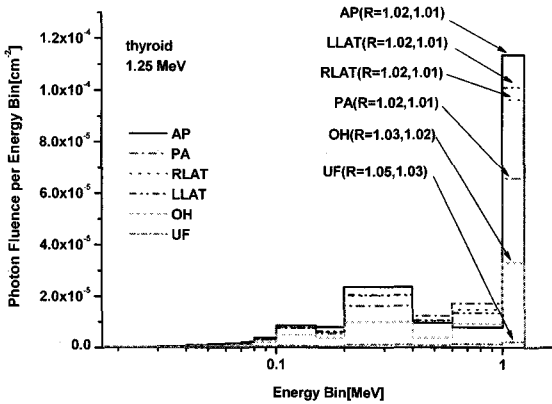
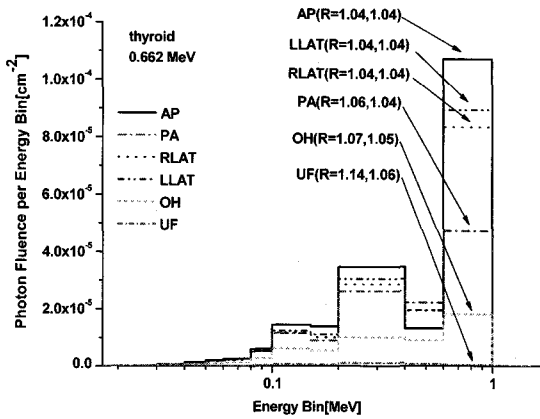


Fig. 7. Energy spectrum and energy dependence of the dosimeter for the dosimeter in the thyroid.

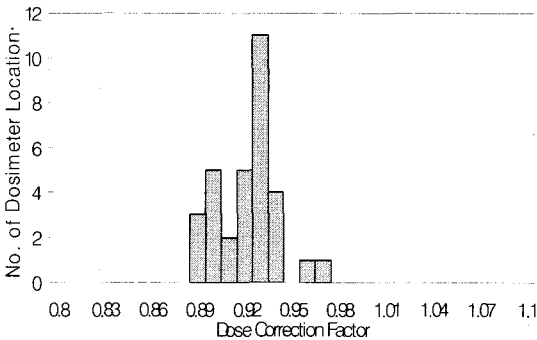


Fig. 8. The vertical distribution of dose correction factor.

란 광자의 분포가 증가하여 에너지 의존도가 높아지기 때문이다.

Fig. 8은 선량보정인자의 분포를 나타낸다. 선량보정인자의 최대값은 0.97이며 최소값은 0.89이다. 이러한 결과에서 볼 수 있듯이 MOSFET 선

량계를 이용하여 인형 모의피폭체 내에 선량을 측정할 때 측정되는 선량은 에너지 의존도와 방향 의존도를 고려하지 않을 경우 측정 위치에 따라 3~11% 정도의 측정오차가 발생할 수 있다. 그러므로 인형 모의피폭체 내의 선량을 정확하게 측정하기 위해서는 선량보정인자를 각 선량계에 필히 적용해주어야 한다.

결 론

본 연구에서는 ATOM 모의피폭체 내 각 선량계 지점에서 MOSFET 선량계의 에너지 의존도와 방향 의존도를 고려하기 위한 선량보정인자를 계산하였다. MOSFET 선량계는 인형 모의피폭체 내에 선량을 측정할 때 에너지 의존도와 방향 의존도에 의해 위치에 따라 3~11% 정도 선량을 과대평가함을 알 수 있었으며 따라서 인형 모의피폭체 내의 선량을 정확하게 측정하기 위해서 선량보정인자를 필히 적용해야 한다. 이러한 선량보정인자는 MOSFET 선량계의 에너지 의존도의 영향 때문에 입사하는 광자에너지가 낮은 경우 즉, 0.662 MeV의 경우가 1.25 MeV의 경우보다 더 크게 나타난다.

본 연구에서 계산된 선량보정인자는 앞으로 동일한 방사선장에서 측정된 TLD의 결과와 비교·검증할 예정이다.

감사의 글

본 연구는 과학기술부의 우수연구센터육성사업(ERC, R11-2000-067-03002-0) 및 기초공동연구사업(BAERI, M20508050003-05B0805-00310)의 지원으로 수행되었습니다.

참고문헌

- Gladstone DJ, Chin LM. Automated data collection and analysis system for MOSFET radiation detectors. Med. Phys. 1991 May;18(3):542-548.
- Soubra M, Cygler J, Mackay G. Evaluation of a dual bias dual metal oxide-silicon semiconductor field effect transistor detector as radiation dosimeter. Med. Phys. 1994 April;21(4):567-572.
- Wang B, Xu XG, Kim CH. Monte carlo

- study of MOSFET dosimeter characteristics: dose dependence on photon energy, direction and dosimeter composition. *Rad. Prot. Dosi.* 2005 May;113(1):40-46.
4. Cristy M, Eckerman KF. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. TM-8381. Oak Ridge. Oak Ridge National Laboratory. 1987;1:77-102.
 5. ICRP, The International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the ICRP, ICRP Publication 60. ICRP 1991:42-94.
 6. Able Software Corp. 3D-DOCTOR for Windows user's manual. Lexington. Able Software Corp. 2003:162-169.
 7. Rogers B, Montoya P, Olguin B, Lopez A, Jarlow J. MCNPX user's manual, version 2.4.0. New Mexico; RSICC. 2002:68-73.
 8. Rogers B, Montoya P, Olguin B, Lopez A, Jarlow J. MCNPX user's manual, version 2.4.0. New Mexico; RSICC. 2002:112-122.