

## X-ray CT Scanner를 이용한 MAGAT (Methacrylic Acid, Gelatin Gel and THPC) 중합체 겔 선량계의 선량 반응성 연구

\*가톨릭대학교 의과대학 의공학교실, †신구대학 방사선과, ‡춘해보건대학 방사선과, §제일병원 방사선종양학과

정재용\* · 이충일\* · 민정환\*<sup>†</sup> · 김연래\*<sup>‡</sup> · 이성용<sup>§</sup> · 서태석\*

CT 촬영 장치를 기반으로 한 MAGAT (Methacrylic Acid, Gelatin gel And THPC) 정상 산소 중합체 겔 선량계의 화학물 조성비와 CT 영상 스캔 인자의 변화에 따른 선량 반응성을 평가하였다. 다양한 농도의 메타크릴산(MAA, MethAcrylic Acid) 과 젤라틴을 조성하여 MAGAT 선량계를 제작하고 20 Gy까지의 방사선을 조사하였다. 조사된 겔 선량계는 CT 촬영 장치 (Brilliance Big bore scanner, Phillips, Netherlands)를 이용하여 다양한 스캔 인자(관전압, 관전류, 단면두께)로 같은 위치에서 20회까지의 CT 영상을 획득하였다. 획득된 영상으로  $N_{CT}$ -선량 반응곡선( $N_{CT}$ -dose response), 선량 감도(dose sensitivity), 선량 분해능(dose resolution)을 측정, 평가하였다. 각 조성비 별 MAGAT 선량계의  $N_{CT}$ -선량 반응곡선에서 메타크릴산과 젤라틴의 양이 증가함에 따라 기울기와 절편이 증가하였다. 선량 감도는  $0.338 \pm 0.08$ 에서  $0.859 \pm 0.1$ 까지 나타났고 메타크릴산이 증가, 젤라틴이 감소할수록 증가하였으나 그 변화는 메타크릴산 농도의 증가에 따라 감도가 증가되는 것에 비해 아주 작은 변화를 보였다. 선량 분해능은 약 2.6에서 6 Gy까지 다양하게 나타났으며 감도와 영상 내의 노이즈에 의해 큰 변화를 보였다. 영상 스캔 인자의 변화에 대한 반응곡선은 관전압, 관전류, 단면두께의 변화에 따른 곡선의 기울기와 감도는 큰 변화를 보이지 않았으나 영상 내의 노이즈(평균 CT number의 표준편차)는 위의 3개의 인자가 증가할수록 감소함을 보였다. 본 연구는 CT 촬영장치를 이용한 MAGAT 중합체 겔의 선량 반응성을 평가하여 적절한 조성비와 스캔 인자를 얻을 수 있었으며 CT를 기반으로 한 3차원 선량계를 간단하고 효율적으로 임상에 적용할 수 있을 것으로 사료된다.

**중심단어:** MAGAT (Methacrylic Acid, Gelatin gel and THPC) 중합체 겔 선량계, CT 촬영장치,  $N_{CT}$ -선량 반응도, 스캔 인자

### 서 론

입체 조형 방사선 치료(3-dimensional conformal radiotherapy), 세기 조절 방사선 치료(intensity modulation radiotherapy)와 같은 3차원적 방사선 치료는 기존보다 종양조직에 대량의 선량이 주어지며 정상조직에서 최소한의 선량이 주어지도록 한다. 선량 계측이나 검증방법에 주로 이용되는 이온 전리함, 열 형광 검출기, 반도체 다이오드, 필름 등은 1차원, 혹은 2차원적인 선량 분포를 나타내는 한계를 갖고 있으며 간접적인 방법으로 3차원 선량 분포도를 산출하여 얻어내고 있으므로 현재와 같이 복잡한 3차원의 공간적

선량 분포를 나타내는 것에는 한계를 보이며 축적 선량을 기록하는 것에도 제한이 따른다.<sup>1)</sup> 그 이후 대안적 방법으로 대두된 것이 겔을 이용한 3차원 선량 계측 방법이 연구되었다. 처음의 겔 선량계는 1950년대에 folin's phenol을 함유한 겔에 방사선을 조사하여 색의 변화를 연구했으며 그 후에 agar 겔을 이용하여 깊이 선량 측정을 시행하였다.<sup>2,3)</sup> 다른 방법으로 철 선량계(Fricke dosimetry solution)와 겔을 혼합한 선량계를 이용한 연구를 진행하였으나 철을 기반으로 한 겔 선량계는 산화철 이온의 존재에 따라 자기장 신호의 왜곡이 일어나 신호 강도를 감소시키며 빠른 이온 확산 현상으로 공간적 선량 정보를 잃게 할 수 있는 단점이 있다.<sup>4)</sup> 이 단점을 보완할 수 있는 중합체 겔 선량계는 단량체(monomers) 혹은 중합체(polymers)가 포함된 겔에 방사선이 조사되면 중합반응이 일어나는 원리를 이용한다.<sup>5,6)</sup> 이 화학적 변화의 양을 자기공명영상(magnetic resonance imaging), X-선 전산화 단층촬영(x-ray computed tomography), 초음파(ultrasound) 등을 이용하여 공간적 선량 분포를 획득

이 논문은 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. K20901000001-09E0100-00110).  
이 논문은 2009년 8월 29일 접수하여 2010년 3월 16일 채택되었음.  
책임저자 : 서태석, (137-701) 서울시 서초구 반포동 505  
가톨릭대학교 의과대학 의공학교실  
Tel: 02)590-2414, Fax: 02)532-1779  
E-mail: suhsanta@catholic.ac.kr

하여 선량을 평가한다.<sup>4,7,8)</sup> 중합체 겔 선량계의 장점은 기존의 철 선량계의 이온 확산을 막아 신호 강도를 증가시킬 수 있어 공간적 선량 정보를 정확하게 평가할 수 있다. 하지만 이 선량계는 제작 자체가 쉽지 않아 임상에서 극히 제한적으로 사용되어졌다. 선량계 내의 산소의 양은 단량체의 중합에 관계되어 방사선 반응도가 달라지므로 선량 평가시 오류를 범할 수 있으므로 산소의 유입을 차단할 수 있는 실험실 등을 필요로 한다. 이 단점을 보완한 정상 산소 중합체 겔 선량계는 항산화제를 첨가하여 제조 과정 중에 함유된 산소를 제거함으로써 정상적인 대기 상태에서 제작을 할 수 있으므로 임상에서도 쉽게 이용을 할 수 있다.<sup>9)</sup>

메타크릴산(MAA, Methacrylic acid)을 이용하는 MAGAT 겔 선량계는 다른 선량계에서 나타나지 않는 선량률(dose rate) 의존성이 있는 것으로 알려져 있다. 그럼에도 불구하고 가장 높은 산소 억제 능력이 있을 뿐 아니라 선량계의 감도를 증가 시킨다.<sup>10,11)</sup> 또한 가장 흔하게 이용되는 메타크릴산은 독성이 적은 장점을 갖고 있다.<sup>9)</sup> 이러한 이유로 선량 감도를 좀 더 증가시킬 수 있도록 MAGAT 겔 선량계를 이용하여 이번 연구를 수행하였다.

겔 선량계의 선량 분포 분석은 주로 자기공명영상을 이용하여 시행 되어졌으며 국내에서도 많은 연구가 진행 되었다.<sup>12-14)</sup> 자기공명영상은 우수한 공간적 분해능(spatial resolution)을 획득할 수 있지만 긴 이미지 획득 시간, 영상의 이질성, 횡 이완 시간(transverse relaxation time, T2)의 온도 민감성 등과 같이 실제 임상에서 제약을 준다.<sup>15)</sup>

CT 촬영 장치를 이용한 겔 영상은 자기공명영상에 근접하는 선량 분해능을 갖고 있으며 추가로 적은 비용과 빠른 영상 획득이 가능하다. 또한 대부분의 임상에 CT 촬영장치가 보급되어 있으므로 이용의 접근성이 용이한 장점도 갖고 있다.<sup>16)</sup>

방사선이 조사된 겔 선량계는 선량에 비례하여 밀도가 변화하고 그에 따른 선 감약 계수(linear attenuation coefficient)가 변화한다. 이것은 곧 X-선 CT 영상의 CT number ( $N_{CT}$ ) 혹은 Hounsfield units (HU)의 변화를 분석하여 선량 측정을 할 수 있다.<sup>7)</sup> CT 영상에서의 화소 농도는 보통 CT number로 표현되며 물에 대한 물질의 선 감약 계수로 측정 되어진다. 즉,

$$N_{CT} = 1,000 \times \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \quad (1)$$

CT를 이용한 중합체 겔 선량계에서 중합체 겔은 조사된 선량에 따라 선 감약 계수가 변화한다. 즉, 조사되지 않은 겔(non-irradiated)과 조사된 겔(irradiated) 사이의 CT number의 변화량은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$N_{CT} = 1,000 \times \frac{\Delta\mu_{gel}}{\mu_w} \quad (2)$$

여기서  $\Delta\mu_{gel}$ 은 방사선 조사에 의한 선 감약 계수의 변화량이다. 또한 물질의 선 감약 계수는 그 물질의 물리적 밀도(physical density)와 비례한다.

$$\mu = N_e \times \sigma_e \times \rho \quad (3)$$

여기서  $N_e$ 는 단위 중량당 전자 수(electrons/gram),  $\sigma_e$ 는 electron cross section이다. 그 결과 식(2)와 식(3) 사이에는 다음과 같은 관계가 성립된다.

$$\Delta N_{CT} \propto \Delta\rho_{gel} \quad (4)$$

식(4)와 같이 중합체 겔 내의 단량체가 방사선 중합 반응에 의해 물리적 밀도가 변화하면 그에 비례하여 화소의 농도가 변화하므로 선량 평가를 수행할 수 있다.

본 연구에서는 X-선 CT를 이용하여 MAGAT 정상 산소 중합체 겔 선량계의 조성 성분비와 X-선 영상 스캔 인자에 따른  $N_{CT}$ -선량 반응도( $\Delta N_{CT}$ -dose response)와 감도(dose sensitivity), 분해능(dose resolution), 노이즈(noise)를 측정하여 최적 선량 평가를 위한 적절한 화합물의 조성 비율과 CT 영상 변수를 획득하는 것에 목적이 있다.

## 재료 및 방법

### 1. MAGAT 중합체 겔의 합성

이번 연구의 조합 구성비는 Hurley 등의 연구에서 제안한 가장 이상적인 조성비인 9% 메타크릴산, 8% 젤라틴, 10 mM THPC (Tetrakis Hydroxymethyl Phosphonium Chloride)로 알려져 있으며 Hurley 등이 제안한 방법에 근거하여 중합체 겔을 합성하였다.<sup>17)</sup>

MAGAT 중합체 겔 선량계는 항산화제인 THPC를 일정 양으로 유지한 채 다양한 농도의 메타크릴산과 젤라틴을 조성하여 제작하였다(Table 1). 플라스크에 고순도 증류수를 부어 넣은 후 젤라틴(Sigma Aldrich, 300Bloom, Type A)

Table 1. Composition and measurement results of the various MAGAT polymer gel dosimeters using X-ray CT scanners.  $r^2$ , standarderror, p-value taken from Origin<sup>®</sup> (OriginLab Corporation). Minmal detectable dose (MDD) is defined in the text.

Composition (% weight)			CT-dose sensitivity (Gy)	$r^2$	Standard error (Gy)	p-value	10 mM THPC
MAA	Gelatin	Water					Dose resolution (Gy)
3	4	93	0.491±0.06	0.9615	0.46084	3.24E-3	4.3
	6	91	0.444±0.07	0.9732	0.34414	1.87E-3	4.5
	8	89	0.338±0.08	0.9938	0.16047	2.08E-4	5.7
6	4	90	0.504±0.09	0.9572	0.50216	0.00381	6.0
	6	88	0.509±0.1	0.9674	0.54717	2.53E-3	5.2
	8	86	0.526±0.1	0.9743	0.50325	1.76E-3	4.5
9	4	87	0.859±0.10	0.9889	0.51049	4.96E-4	2.8
	6	85	0.853±0.06	0.9926	0.38957	2.71E-4	3.4
	8	83	0.847±0.06	0.9973	0.2585	5.82E-5	2.6

을 넣었다. 젤라틴이 물에 완전히 부풀어 오르면 가열식 자력 교반기를 약 50°C까지 가열하면서 교반하여 젤라틴을 완전히 녹인다. 젤라틴이 완전히 녹으면 약 40°C까지 냉각시키면서 교반을 지속한다. 이어서 메타크릴산(Sigma-Aldrich, 98% purity)과 THPC (Sigma-Aldrich, 80% in H<sub>2</sub>O)를 첨가한 후 교반을 지속하면서 약 35°C까지 냉각시켜 맑은 용액을 얻었다. 이후 완성된 겔 용액은 7개의 페트병(직경 32 mm, 높이 72 mm poly ethylen terephthalate vial)에 나누어 담고 냉장 보관하였다.

### 2. 중합체 겔의 방사선 조사

중합체 겔 선량계는 선형 가속기(Varian IX, USA) 6 MV X-선을 이용하였으며 방사선 조사는 제작 후 약 24시간 후에 시행하였다. 구성 성분비(Table 1)를 달리한 7조의 선량 측정용 중합체 겔에 각각 0 (non-irradiated), 3, 6, 9, 12, 15, 20 Gy를 조사하였고 모든 조사는 물 팬텀 내에서 시행되었으며 조사 조건은 SSD 100 cm, 조사면 6×6 cm<sup>2</sup>, 깊이 5 cm, gantry 각도 0도의 수직 방향에서 조사하였다. 조사 후에는 다시 냉장 보관하였다.

### 3. 중합체 겔 선량계의 CT 영상 획득

CT 영상은 Philips사의 Brilliance Big Bore (Netherlands)를 이용하였으며 약 2일 후에 시행하였으며 이는 지속적인 방사선 중합반응이 일어남에도 불구하고 임상에서의 상황만을 고려하여 선택하였다. CT 촬영실의 온도는 약 23°C였으며 CT 촬영장치는 완전히 예열하였다.

중합체 겔 선량계의 조성비 별 선량 반응도를 측정하기 위한 CT 촬영 조건은 관전압(tube voltage) 140 KVp, 관전류

(tube current) 400 mAs, Matrix 512×512, FOV (field of view) 24×24, 단면두께(slice thickness) 5 mm로 설정하였으며 영상 재구성 알고리즘은 Standard B로 고정하였다. 노이즈와 물리적 인공물을 최소화하기 위해 물과 모든 중합체 겔 선량계에 대해 같은 위치에서 20회의 영상을 획득하였다. 또한 스캔 인자의 변화에 대한 선량 반응도를 평가하기 위해 자기공명영상 장치를 이용한 중합체 겔 선량계 평가에서 가장 우수한 선량 감도를 나타낸 9% 메타크릴산, 8% 젤라틴, 10 mM THPC, 83% 물로 조성한 중합체 겔 선량계를 이용하였다.<sup>17)</sup> CT 촬영 조건은 고정된 512×512 Matrix와 24×24 FOV를 이용하였으나 관전압, 관전류, 단면 두께 등의 인자는 다양하게 설정하여 획득하였다(관전압: 100, 120, 140 KVp, 관전류: 200, 300, 400 mAs, slice 두께: 2, 5, 10 mm).

### 4. 영상 데이터 분석

획득된 영상은 DICOM 포맷으로 컴퓨터로 전송하여 MATLAB<sup>™</sup> (The Mathworks, Inc)의 imaging process toolbox를 이용하여 영상을 처리하였다.

획득된 겔의 평균 영상 Fig. 1a에서 물의 영상 Fig. 1b를 소거하여 최종 영상 Fig. 1c를 획득하였으며 최종적으로 획득된 겔 횡단 영상은 1 cm의 원형 관심영역(region of interest)을 지정하여 영상 중심에서의 화소값을 측정하였고 평균 CT number와 표준편차(standard deviation)를 계산하기 위해 Origin<sup>®</sup> (OriginLab Corporation, USA)을 이용하였다. 측정된 CT number와 흡수 선량과의 반응도, 선량 감도, 선량 분해능을 평가하였다. 선량 반응도는 선형 상관계수( $r^2$ )를 이용하였으며, 감도(sensitivity)와 분해능( $D_{10}^{\dagger}$ )은 각각 다음을

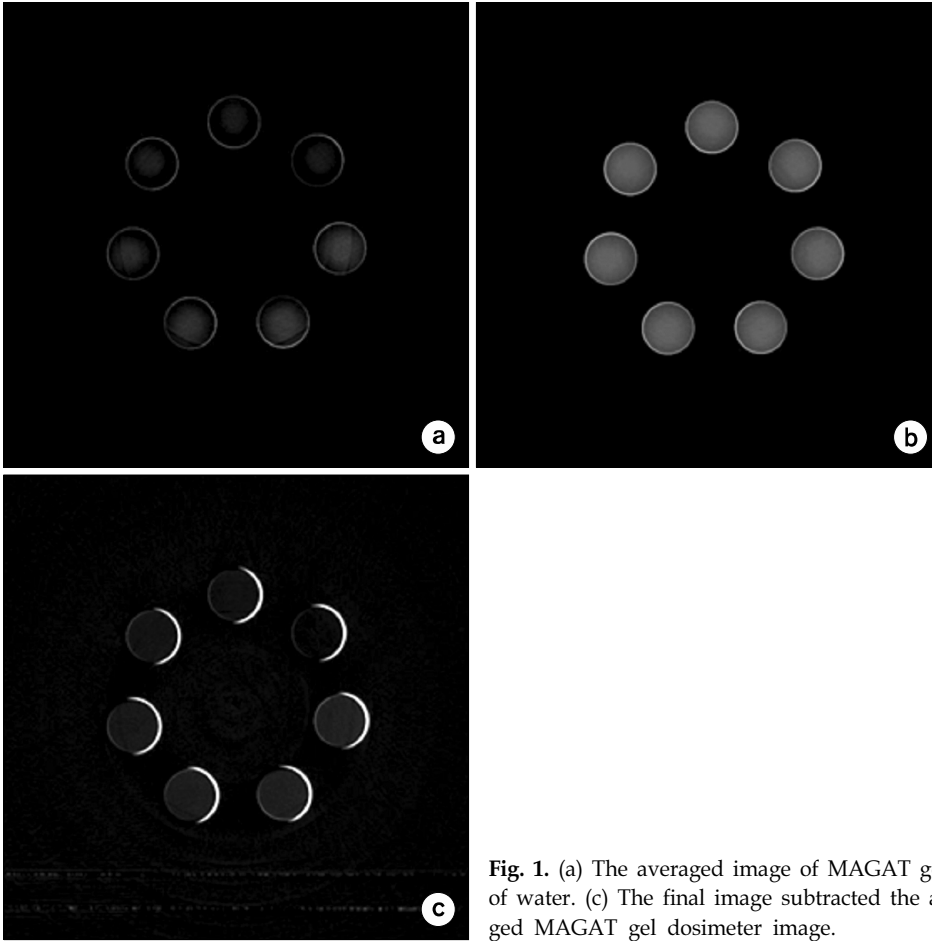


Fig. 1. (a) The averaged image of MAGAT gel dosimeters. (b) The averaged image of water. (c) The final image subtracted the averaged water image from the averaged MAGAT gel dosimeter image.

이용하였다.

$$\text{Sensitivity} = \frac{\Delta N_{CT}}{\text{Dose}} (\text{HGy}^{-1}) \quad (5)$$

$$D_{\Delta}^P = K_P \sqrt{2\sigma_D} \quad (6)$$

$D_{\Delta}^P$ 은 주어진 신뢰 수준(P)에서 구별될 수 있는 최소 검출 선량(minimal detectable dose)을 의미하며  $K_P$ 는 포함인자로 95%에 대해 1.96의 값을 가지며  $\sigma_D$ 은 측정된 선량의 불확도 혹은 표준 편차와 관계된다.<sup>15)</sup> 일반적으로  $\sigma_D$ 는 측정된  $N_{CT}$  ( $\sigma_{N_{CT}}$ )와 선량반응 곡선의 불확도에 기인한다.<sup>18,19)</sup> 선형적 선량 반응 구간에서  $\sigma_D$ 는 다음과 같다.

$$\sigma_D = \left[ \frac{\delta D}{\delta N_{CT}} \right] \sigma_{N_{CT}} \quad (7)$$

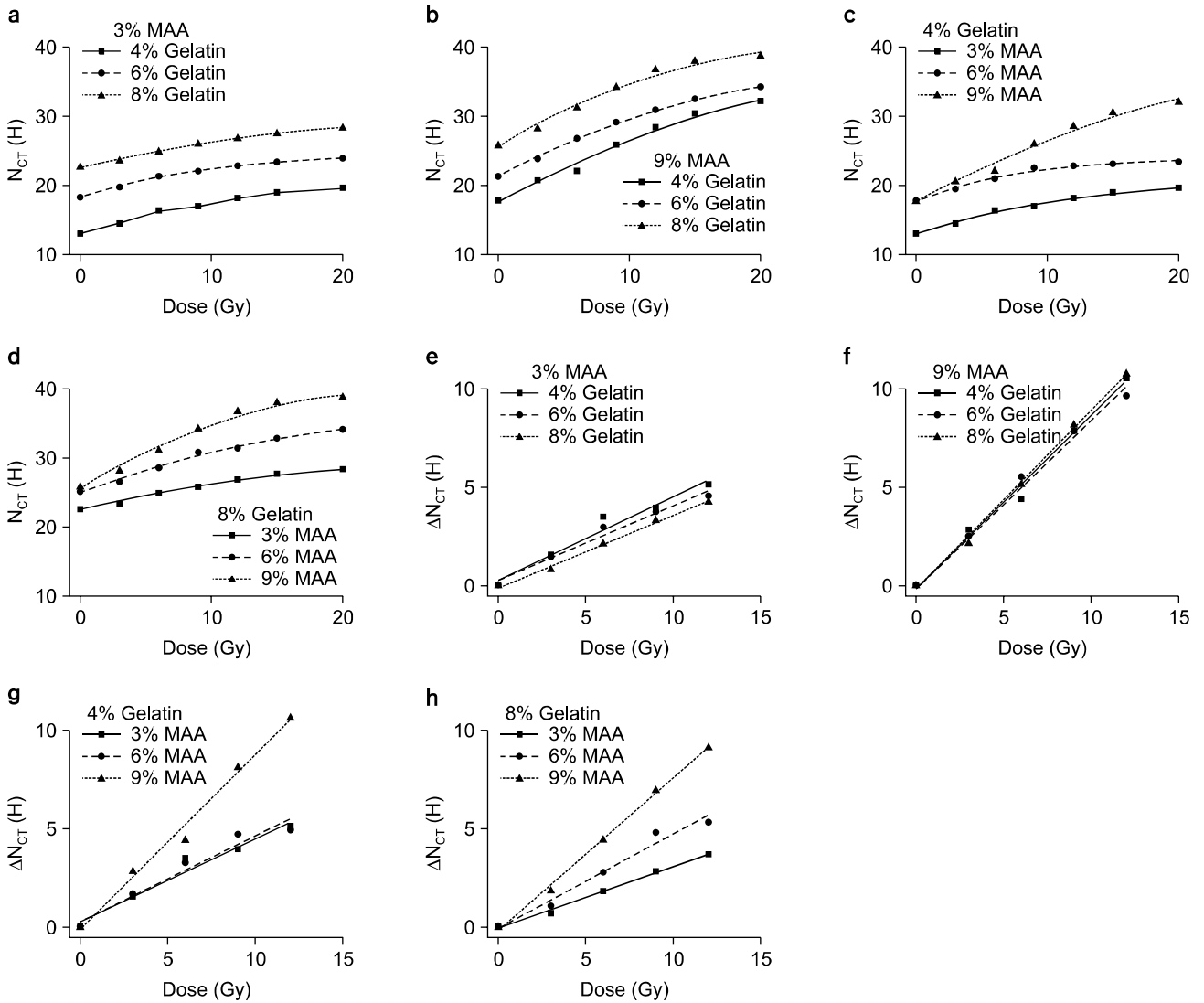
식(6)와 식(7)을 이용하여  $D_{\Delta}^P$ 를 평가하였다.

## 결 과

### 1. 중합체 겔 조성비 별 $\Delta N_{CT}$ -선량 반응도, 선량 감도 및 선량 분해능

CT 영상의 화소 농도는 Fig. 1과 같이 조사된 선량에 따라 증가함을 볼 수 있다.

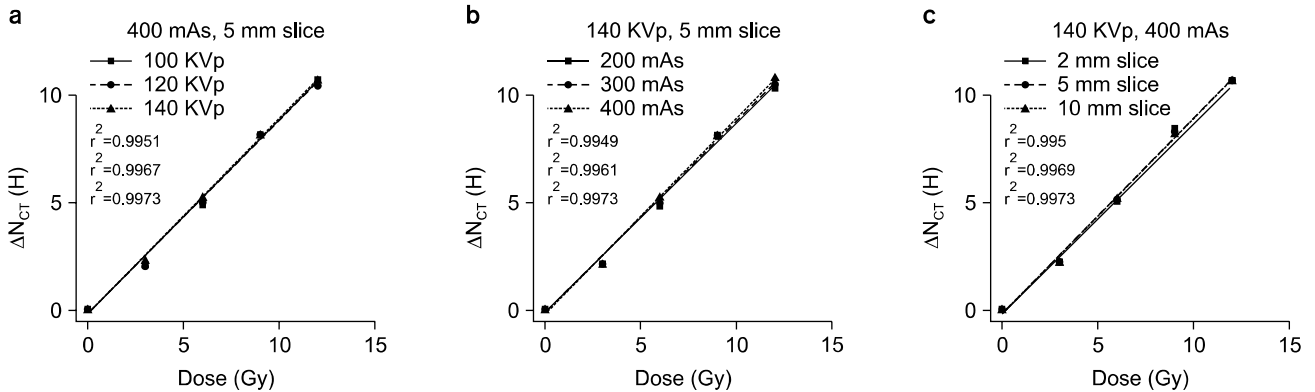
Fig. 2의 (a)에서 (d)는 각 조성비 별 선량에 대한 CT number의 변화를 보여주고 있으며 기울기는 선량에 대한 CT number의 반응도를, 절편은 반응 역치를 나타낸다. 젤라틴과 메타크릴산의 농도가 증가할수록 곡선의 기울기와 절편이 증가하였다. 그러나 메타크릴산에 비해 젤라틴 농도 변화에 따른 선량 반응은 큰 변화를 보이지 않았다. 젤라틴의 농도에 따른 곡선 기울기의 변화 양상은 극히 적었고 절편의 변화만이 나타남을 확인 할 수 있었다.



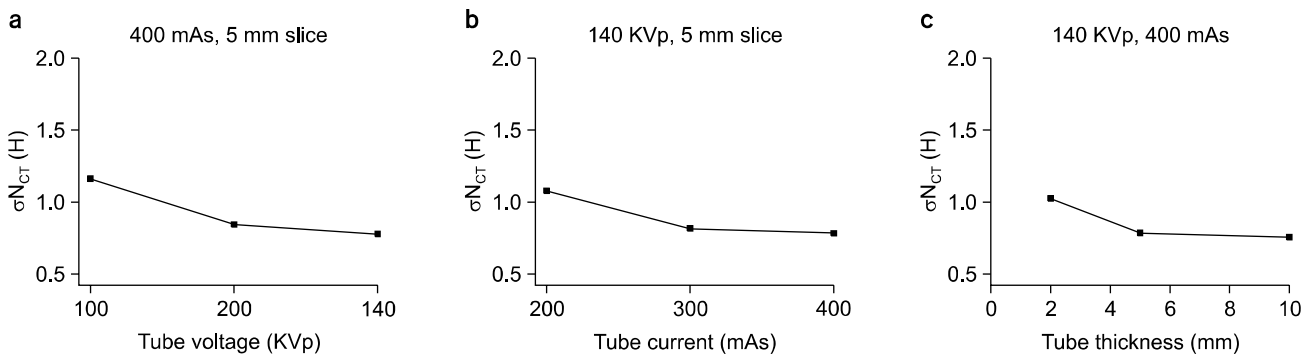
**Fig. 2.** The  $N_{CT}$ -dose response of MAGAT gel dosimeters using 10 mM THPC with 3% MAA and 4, 6 or 8% gelatin (a, e), 9% MAA and 4, 6 or 8% gelatin (b, f), 4% gelatin and 3, 6 or 9% MAA (c, g), 8% gelatin and 3, 6 or 9% MAA (d, h). (a~e) are mono-exponential function curve and (f~h) are linear function curve (6% MAA and 4, 6 or 8% gelatin, 6% gelatin and 3, 6 or 9% MAA are not displayed).

Fig. 2의 (e)에서 (h)는 조성비 별 선량에 대한 CT number의 변화를 보여주는 선형 회귀 곡선이다. MAGAT 선량계는 약 10 Gy까지 선형성을 보이는 것으로 알려져 있다.<sup>20)</sup> 이번 연구에서는 약 12 Gy까지 선형성을 보였으며  $r^2$ 는 0.9572에서 0.9973으로 우수하게 나타났고 9% 메타크릴산, 8% 젤라틴이 조합된 선량계에서 가장 높은 선형성을 보였다(Table 1). 메타크릴산과 젤라틴의 농도가 증가될수록 선량 반응도는 큰 영향을 보였다. 이는 MRI를 이용한  $r^2$ 반응도의 결과와 같은 양상을 보였다.<sup>17)</sup>

중합체 겔 선량계의 선량 감도는 식(5)를 이용하여 계산하였으며 9% 메타크릴산, 8% 젤라틴, 83% 물을 조성한 중합체 겔 선량계에서 Brindha 등<sup>20)</sup>의 연구에 근접한  $0.847 \pm 0.06 \text{ H Gy}^{-1}$ 의 값을 획득했다. 선량 감도에 대하여 가장 큰 감도의 선량계는 9% 메타크릴산, 4% 젤라틴, 87% 물을 혼합한 선량계였으며( $0.859 \pm 0.1 \text{ H Gy}^{-1}$ ), 가장 작은 것은 3% 메타크릴산, 8% 젤라틴, 89% 물을 조성한 선량계( $0.338 \pm 0.08 \text{ H Gy}^{-1}$ )였다. 이것은 젤라틴의 농도가 감소할수록, 메타크릴산의 농도가 증가할수록 선량 감도는 증가되는 경향



**Fig. 3.** The  $N_{CT}$ -dose response of MAGAT gel dosimeters for various CT imaging scan parameters. (a) Tube voltage, (b) tube current, (c) slice thickness.



**Fig. 4.**  $\sigma_{CT}$  of MAGAT gel dosimeters using 8% MAA, 9% gelatin, 83% water for various CT imaging scan parameters. (a) Tube voltage, (b) tube current, (c) slice thickness.

을 보였다. 그러나 그 변화는 메타크릴산 농도가 증가함에 따라 감도가 증가되는 것에 비해 아주 작은 변화를 보였다.

중합체 겔 조성비 별  $D_{\Delta}^{95\%}$ 는 약 2.6에서 6 Gy까지 다양하게 측정되었다(Table 1). 가장 최적의 조성비는 9% 메타크릴산, 8% 젤라틴, 83% 물을 혼합한 선량계로 2.6 Gy로 나타났다. 식(2)에서와 같이 감도가 증가하면  $D_{\Delta}^p$ 는 감소하지만  $D_{\Delta}^p$ 는 감도 뿐 아니라 CT 영상의 노이즈에 의해서도 영향을 받으므로 분해능은 일정한 관계를 보이지 않았다.

**2. X-선 CT 스캔 인자의 변화에 의한 선량 반응도 및 감도**

Fig. 3의 (a), (b), (c)는 관전압, 관전류, 단면 두께의 변화에 따른 CT number의 변화를 보여주는 선형 회귀 곡선이다. 모든 평가는 선형적 관계를 보이는 12 Gy구간에서 이루어졌다. 관전류 400 mAs, 단면 두께 5 mm에서 관전압 100 KVp, 120 KVp, 140 KVp에 대하여 각각  $0.817 \pm 0.06$

$HGy^{-1}$ ,  $0.837 \pm 0.06 HGy^{-1}$ 과  $0.847 \pm 0.06 HGy^{-1}$ 를 보였으며 관전압의 변화에 따라 선량 감도가 약 0.01에서 0.03 H의 차이를 보였다. 관전압 140 KVp, 단면 두께 5 mm에 대해 관전류 200 mAs, 300 mAs, 400 mAs에 대해서는  $0.817 \pm 0.06 HGy^{-1}$ ,  $0.822 \pm 0.06 HGy^{-1}$ 와  $0.847 \pm 0.06 HGy^{-1}$ 를 보였으며 약 0.005에서 0.03 H의 차이를 보였다. 단면 두께에 따른 선량 감도는 관전압 140 KVp, 관전류 400 mAs에 대해 2 mm, 5 mm, 10 mm에 대해 각각  $0.842 \pm 0.06 HGy^{-1}$ ,  $0.847 \pm 0.06 HGy^{-1}$ 와  $0.848 \pm 0.06 HGy^{-1}$ 로 약 0.02에서 0.06 H의 차이를 보였다. Fig. 4의 (a), (b), (c)는 관전압, 관전류, 단면 두께에 따른 평균 CT number에 대한 표준 편차로 노이즈를 나타낸다. 관전압, 관전류, 단면 두께가 증가할수록 노이즈는 감소하는 모습을 보였다.

## 고찰 및 결론

중합체 겔 선량계의 평가 방법으로 가장 많이 이용되는 MRI는 우수한 공간 분해능을 보여 3차원 선량 분포도를 나타내는데 적합하다. 그러나 이러한 장점에도 불구하고 여러 임상적, 기술적 제약이 따른다. MRI 영상을 획득하는 시간 동안 온도의 변화로 인해 정확성이 결여되며 자기장의 불균질과 자기장 기울기에 의한 와전류의 발생으로 기하학적 왜곡이 나타나 MRI의 고유한 인공물이 존재인공물 선량 분포도에 영향을 미친다. 선량 반응도 또한 스캔 방향과 FOV의 크기에 의존되는 단점이 있다. X-선 CT의 중요한 장점은 MRI와 달리 온도 변화에 대해 덜 민감하다는 것이다. X-선 CT는 약 4°C에서 23°C내에서 선량 감도의 차이는 약 10%미만이며 Background subtraction 방법을 이용하여 영상의 인공물을 제거할 수 있다.<sup>7)</sup> 또한 임상에서의 접근성이 좋으며, 상대적으로 쉬운 조작법과 비용이 적게 드는 장점이 있다.

이번 연구는 X-선 CT를 기반으로 한 MAGAT 중합체 겔 선량계에 대해 최적의 평가를 위해 적절한 화합물의 조성 비율과 CT 영상 변수를 획득하는 것에 목적이 있다. 그 결과는 화합물의 조성 성분 중 메타크릴산의 양이 증가 할수록 젤라틴의 양이 감소할수록 감도가 증가되었다. 하지만 젤라틴의 양에 따른 변화는 극히 적었다. 따라서 선량 감도가 가장 우수하게 나타난 것은 9% 메타크릴산, 8% 젤라틴, 83% 물을 조성하여 제작한 선량계였다. 9% 메타크릴산, 4% 젤라틴, 87% 물을 이용해 조성한 선량계 또한 감도가 우수하였으나  $r^2$ 이 상대적으로 더 낮았다. 선량 분해능 또한 9% MAA, 8% 젤라틴, 83% 물을 조성하여 제작한 선량계에서 가장 적게 나타났다. 식(2)에서와 같이 분해능에 관여하는 인자는 감도와 선량 불확도이다. 비록 선량 감도가 가장 높은 9% 메타크릴산, 4% 젤라틴, 89% 물의 조합군이었지만 각 선량계는 일정한 감도를 나타내지 않았다. 이는 감도 뿐 아니라 CT 영상의 노이즈와도 관계가 있기 때문이다. 그렇지만 동일 조건의 CT 스캔 인자를 이용한다면 감도가 우수한 선량계를 이용하는 것이 더 최적화 된 결과가 도출될 것으로 사료된다.

CT 영상에서 가장 문제가 되는 것은 부족한 신호 대 잡음비(signal to noise ratio)이다. 이를 증가시키기 위해서는 노이즈를 감소 시켜야 한다. 이 중 관전압과 관전류는 노이즈와 가장 큰 관계를 갖고 있다. 중합체 겔 선량계에서 CT number는 선 감약 계수의 변화로 측정 되어지며 선 감약

계수는 에너지에 의존하게 된다. 또한 관전류를 증가시키면 광자의 수가 증가되어 검출기에 도달되는 수가 증가하여 노이즈가 감소하게 된다. 관전류를 2배로 증가시키면 노이즈는 약 30% 줄어드는 반면에 관전압을 2배로 증가시키면 노이즈는 약 60% 감소하는 것으로 알려져 있다.<sup>21)</sup> CT영상의 조건에 따른 선량계의 반응도 및 감도는 관전압, 관전류를 증가시켜도 거의 영향을 받지 않았지만 노이즈는 줄어들게 된다. 이는 선량 분해능과 관계되므로 X-선 CT의 용량이 허용되는 범위에서 최대의 관전압, 관전류를 사용하는 것이 적정하다고 사료된다. 다만 단면 두께에 대해서는 공간 분해능과 관계가 있으므로 적정한 두께를 선택하는 것이 적정하다고 사료된다. 위의 결과를 토대로 본 연구에서는 9% MAA, 8% 젤라틴, 83% 물을 조합한 선량계를 이용하여 CT X-선관이 견딜 수 있는 최대의 관전압, 관전류를 설정하고 임상에서 주로 사용하는 단면 두께를 이용하여 영상을 획득하는 것이 가장 적정한 평가 방법으로 사료된다.

## 참 고 문 헌

1. Papadakis A, Maris TG, Zacharopoulou F, Pappas E, Zacharakis G, Damilakis J: An evaluation of the dosimetric performance characteristics of N-vinylpyrrolidone-based polymer gels. *Phys Med Biol* 52:5069-5083 (2007)
2. Day MJ, Stein G: Chemical effects of ionizing radiation in some gels. *Nature* 166:146-147 (1950)
3. Andrews HL, Murphy RE, Le Brun EJ: Gel dosimeter for depth dose measurements. *Rev Sci Instrum* 28:329-332 (1957)
4. Gore JC, Kang YS, Schulz RJ: Measurement of radiation dose distributions by nuclear magnetic resonance (NMR) imaging. *Phys Med Biol* 29:1189-1197 (1984)
5. Maryanski MJ, Gore JC, Kennan RP, Schulz RJ: NMR relaxation enhancement in gels polymerized and cross-linked by ionizing radiation: a new approach to 3D dosimetry by MRI. *Magn Reson Imaging* 11:253-258 (1993)
6. Maryanski MJ, Schulz RJ, Ibbott GS, et al: Magnetic resonance imaging of radiation dose distributions using a polymer-gel dosimeter. *Phys Med Biol* 39:1437-1455 (1994)
7. Hiltz M, Audet C, Duzenli C, Jirasek: A Polymer gel dosimetry using x-ray computed tomography: a feasibility study. *Phys Med Biol* 45:559-2571 (2000)
8. Mather ML, Whittaker AK, Baldock C: Ultrasound evaluation of polymer gel dosimeters. *Phys Med Biol* 47:1449-1458 (2002)
9. Fong PM, Keil DC, Does MD, Gore JC: Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere. *Phys Med Biol* 46:3105-3113 (2001)
10. Deene Y De, Hurley C, Venning A, et al: A basic study of some normoxic polymer gel dosimeters. *Phys Med Biol*

- 47:3441-3463 (2002)
11. Bayreder C, Georg D, Moser E, Berg A: Basic investigations on the performance of a normoxic polymer gel with tetrakis-hydro-methyl-phosphonium chloride as an oxygen and dose rate dependence. *Med Phys* 33:2506-2518 (2006)
  12. 오영택, 강해진, 김미화 등: 중합체 겔과 자기공명영상을 이용한 3차원 선량분포 측정. *대한방사선종양학회* 20:264-273 (1991)
  13. 강해진, 조삼주, 정은기 등: 방사선 근접치료에 있어서 핵자기공명영상을 이용한 3차원 방사선 선량분포도의 가시화를 위한 polymer 겔의 이용. *의학물리* 9:207-215 (1998)
  14. Cho SJ, Shin DH, Huh HD, et al: Development of a Novel Normoxic Polymer Gel Dosimeter (TENOMAG). *J Korean Phys Soc* 51:1798-1804 (2007)
  15. Baldock C, Lepage M, Back SAJ, et al: Dose resolution in radiotherapy polymer gel dosimetry: effect of echo spacing in MRI pulse sequence. *Phys Med Biol* 46:449-460 (2001)
  16. Hiltz M, Jirasek A, Duzenli C: Technical considerations for implementation of x-ray CT polymer gel dosimetry. *Phys Med Biol* 50:1727-1745 (2005)
  17. Hurley C, Venning A, Baldock C: A study of normoxic polymer gel dosimeter comprising methacrylic acid, gelatin and tetrakis (hydroxymethyl) phosphonium chloride (MAGAT). *Appl Radiat Isotopes* 63:443-456 (2005)
  18. International Organization for Standardization (ISO): Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement (1995)
  19. Baldock C, Murry P, Kron T: Uncertainty analysis in polymer gel dosimetry. *Phys Med Biol* 44:N243-N246 (1999)
  20. Brindha S, Venning A, Hill B, Baldock C: Experimental study of attenuation properties of normoxic polymer gel dosimeters. *Phys Med Biol* 49:N353-N361 (2004)

## A Study on Dose Response of MAGAT (Methacrylic Acid, Gelatin Gel and THPC) Polymer Gel Dosimeter Using X-ray CT Scanner

Jae Yong Jung\*, Choong Il Lee\*, Jeong Hwan Min\*<sup>†</sup>, Yon Lae Kim\*<sup>‡</sup>, Seong Yong Lee<sup>§</sup>, Tae Suk Suh\*

\*Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, The Catholic University of Korea, Seoul,

<sup>†</sup>Department of Radiologic Technology, Shingu College, Seongnam,

<sup>‡</sup>Department of Radiologic Technology, Choonhae Health College, Ulsan,

<sup>§</sup>Department of Radiation Oncology, Jeil Hospital, Seoul, Korea

In this study, we evaluated the dose response of MAGAT (Methacrylic Acid Gelatin gel and THPC) normoxic polymer gel dosimeters based on the X-ray CT scanner. To perform this study, we determined the proper ratio of the gel composition and acquired X-ray scan parameters. MAGAT gel dosimeters were manufactured using MAA (Methacrylic Acid) and gelatin of various concentration, irradiated up to 20 Gy. We obtained the 20 CT images from the irradiated gel dosimeters by using on a Phillips Brilliance Big Bore CT scanner with the various scan parameters. This CT images were used to determine the  $N_{CT}$ -dose response, dose sensitivity and dose resolution. As an amount of MAA and gelatin were increase, the slope and intercept were increase in each MAGAT gel dosimeter with various concentration of the  $N_{CT}$ -dose response curve. The dose sensitivity was  $0.38 \pm 0.08$  to  $0.859 \pm 0.1$  and increased were amount of the MAA was increased or the gelatin was decreased. However, the change of gelatin concentration was very small compare to MAA. The Dose resolution ( $D_{\Delta}^{95\%}$ ) varies considerably from 2.6 to 6 Gy, dependent on dose resolution and CT image noise. The slope and dose sensitivity was almost ident verywith the variation of the tube voltage, tube current and slice thickness in the dose response curve, but the noise (standard deviation of averamal CT number) was decreased when the tube voltage, tube current and slice thickness are increase. The optimal MAGAT polymer gel dosimeter based on the CT were evaluated to determine the CT imaging scan parameters of the maximum tube voltage, tube current and slice thickness (commonly used in clinical) using the composition ratio of a 9% MAA, 8% gelatin and 83% water. This study could get proper composition ratio and scan parameter evaluating dose response of MAGAT normoxic polymer gel dosimeter using CT scanner.

**Key Words:** MAGAT gel dosimeter, X-ray CT,  $N_{CT}$ -dose response, Scan parameter