

# Noise Measurement by Percentage of Effective Linear Attenuation Coefficient of Water in CT Image of AAPM CT Performance Phantom

Jong-Eon Kim\*, Sang-Hun Lee

Department of Radiological Science, Kaya University

Received: October 26, 2022. Revised: November 24, 2022. Accepted: November 30, 2022.

## ABSTRACT

The purpose of this study is to present a method of measuring noise by the percentage of effective line attenuation coefficient of water that can be used for quality control of CT image noise using AAPM CT performance phantom in clinical practice. In the CT images obtained by scanning the AAPM CT performance phantom with a 120 kVp CT X-ray beam, the mean CT number was measured for each pin and water in the CT number linearity insert part. The effective energy was determined as the photon energy with the largest correlation coefficient from the correlation coefficients of the linear regression analysis of the measured mean CT number for each pin and water and the linear attenuation coefficient for each photon energy. And for water and acrylic, the contrast scale was calculated as  $0.000188 \text{ cm}^{-1} \cdot \text{HU}^{-1}$  from the measured mean CT number and effective line attenuation coefficient. Using the calculated contrast scale, the effective line attenuation coefficient of water, and the standard deviation measured in the water of the alignment pin part of the AAPM CT performance phantom, The noise measurement value by the percentage of effective line attenuation coefficient of water obtained 0.31 ~ 0.52% in the range of 100 ~ 300 mAs.

Keywords: Noise, CT number, Linear attenuation coefficient, Correlation coefficient, Linearity

## I. INTRODUCTION

균일한 물팬텀을 컴퓨터단층촬영(Computed Tomography, CT) 스캐너로 스캔하여 영상화하고 국소적 영역에 대한 CT수(CT number)를 보면, CT수가 모두 동일하지는 않고 평균값 주위에서 변한다는 것을 알 수 있다. 이 변화가 시스템의 노이즈이다. 그리고 노이즈는 정상조직과 병리조직 사이에 자연적으로 발생하는 감쇠계수의 차이를 작게 만들기 때문에 CT 스캐너 성능의 매우 중요한 척도로 사용된다<sup>[1]</sup>. CT 스캐너의 노이즈 측정값은 일반적으로 균일한 물팬텀을 스캔하여 얻은 영상에서 16 cm<sup>2</sup>의 관심영역(region of interest, ROI)을 설정하여 얻어지는 표준편차로 표시한다<sup>[1-3]</sup>. 또한 대조도 척도를 결정할 수 있다면 노이즈 측정값은 물 유효선감쇠계

수의 백분율로 표시할 수 있다<sup>[1,4]</sup>. 표준편차에 의한 노이즈 측정은 아주 쉽지만 물 유효선감쇠계수의 백분율에 의한 노이즈 측정은 아주 어렵고, 발표된 자료가 거의 없는 실정이다. 따라서 물 유효선감쇠계수의 백분율에 의한 노이즈를 측정할 수 있는 방법에 관한 연구의 필요성이 대두된다.

이 연구의 목적은 임상에서 AAPM CT 성능 팬텀을 이용한 CT영상 노이즈 정도관리에 사용할 수 있는 물 유효선감쇠계수의 백분율에 의한 노이즈 측정의 방법을 제시하는데 있다.

본 연구는 120 kVp CT X-선 빔으로 AAPM CT 성능 팬텀을 스캔하여 얻어진 CT영상에서, CT수 직선성 삽입부분의 각 핀과 물에 대하여 평균 CT수를 측정하였다. 유효에너지(유효광자에너지)는 각 핀과 물에 대하여 측정된 평균 CT수와 광자에

\* Corresponding Author: Jong-Eon Kim E-mail: kjepk@kaya.ac.kr Tel: +82-55-330-1184 Address: Kaya University, #208, Samgye-ro, Gimhae-Si, Gyeongsangnam-do, 50830, Republic of Korea

너지별 선감쇠계수의 선형회귀분석의 상관계수로 부터 결정하였다. 또한 물 유효선감쇠계수는 결정된 유효에너지에 대응하는 물 선감쇠계수로 결정하였다. 그리고 물과 아크릴에 대하여 측정된 평균 CT수와 유효선감쇠계수로부터 대조도 척도를 구하였다. 구하여진 대조도 척도, 물 유효선감쇠계수, 그리고 AAPM CT 성능 팬텀에서 고정핀 부분의 물에서 측정된 표준편차를 사용하여 물 유효선감쇠계수의 백분율에 의한 노이즈를 측정하는 방법을 제시하였다.

## II. MATERIAL AND METHODS

실험에는 AAPM CT 성능 팬텀(610, Computerized Imaging Reference Systems Cor., USA, 2022)<sup>[5]</sup>을 CT 슬라이스 영상으로 스캔하기 위하여 CT 스캐너 (LightSpeed16, General Electric Cor., USA, 2019)를 사용하였다. 스캔된 CT 슬라이스 영상에서 평균 CT수를 측정하기 위하여 의료영상저장전송시스템 (INFINITT STARPACS, PiviewSTATTM, Infinity Cor., Korea)을 사용하였다.

### 1. CT 슬라이스 영상 스캔

AAPM CT 성능 팬텀(AAPM CT Performance Phantom)에서 CT수 직선성 삽입부분(CT number linearity insert Part)과 고정핀 부분(Alignment pin Part)을 스캔하기 위하여, 공통 스캔 조건으로 관전압은 120 kVp, scan FOV는 25 cm, display FOV는 25 cm, 그리고 빔 콜리메이션은 10 mm로 설정하였다.

#### 1.1. CT수 직선성 삽입부분 스캔

공통 스캔 조건에 관전류량 250 mAs를 추가로 설정하여, 5번 single slice conventional scan을 시행하였다.

#### 1.2. 고정핀 부분 스캔

공통 스캔 조건에 관전류량 100, 150, 200, 250, 300 mAs를 추가로 설정하여, 각각 5번 single slice conventional scan을 시행하였다.

## 2. 평균 CT수 측정

스캔 시행 후 영상의 재구성은 standard reconstruction

algorithm을 사용하여 CT 슬라이스 영상으로 구성하였다.

### 2.1. CT수 직선성 삽입부분의 각 핀과 물의 평균 CT수 측정

Fig. 1에서 보여주는 바와 같이, CT 슬라이스 영상에서 각 핀의 물질은 polyethylene, polystyrene, nylon, acrylic, polycarbonate이고, 바탕물질은 물이다. 각 핀과 물에 관심영역(ROI, 5.6 cm<sup>2</sup>)을 설정하여 CT수(ROI의 평균 CT수)를 측정하였다. 5번 측정값의 평균값으로 평균 CT수는 산출되었다.

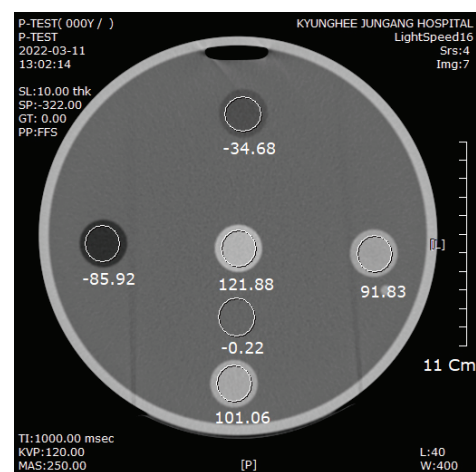


Fig. 1. Measurement of mean CT number for each peg and water.

### 2.2. 고정핀 부분의 물에서 표준편차 측정

Fig. 2에서 보여주는 바와 같이, CT 슬라이스 영상에서 6시 방향에 관심영역(ROI, 16.02 cm<sup>2</sup>)을 설정하여 CT수(ROI의 평균 CT수)를 측정하였다. 5번 측정값의 평균값으로 평균 CT수와 표준편차는 산출되었다.

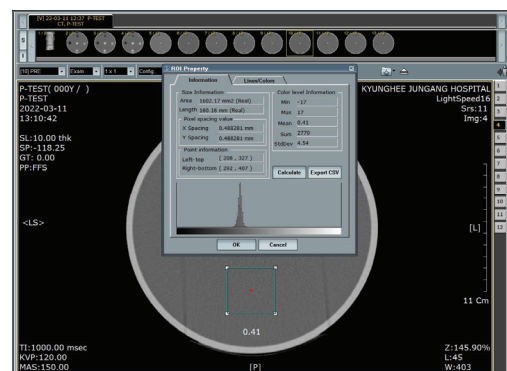


Fig. 2. Measurement of standard deviation at water.

### 3. 질량감쇠계수로부터 선감쇠계수 유도

AAPM CT 성능 팬텀의 CT수 직선성 삽입부분의 각 핀과 물 물질은 Table 1에서 보여준다.

NIST 웹사이트에 들어가서 XCOM: Photon Cross Sections Database에서 Contents의 6. Database Search Form<sup>[6]</sup> 양식에 Table 1<sup>[7]</sup>의 화학식을 입력하여, 광자에너지(단일광자에너지) 60 keV와 80 keV에 대한 각 핀과 물의 질량감쇠계수를 얻었다. 이 자료는 Origin pro 8.0 통계프로그램의 linear 내삽법으로 광자에너지 0.5 keV 간격의 질량감쇠계수를 산출하였다. 선감쇠계수는 산출된 질량감쇠계수에 밀도를 곱하여 구하였다.

Table 1. Chemical formula and density of each peg and water

	Poly-ethylene	Poly-styrene	Nylon	Poly-carbonate	Acrylic	Water
Chemical formula	C <sub>2</sub> H <sub>4</sub>	C <sub>8</sub> H <sub>8</sub>	C <sub>6</sub> H <sub>11</sub> N O	C <sub>16</sub> H <sub>14</sub> O	C <sub>5</sub> H <sub>8</sub> O <sub>2</sub>	H <sub>2</sub> O
Density (g/cm <sup>3</sup> )	0.94	1.05	1.15	1.20	1.19	1

### 4. 유효선감쇠계수 유도

CT 스캐너에서 발생된 X-선 빔의 유효에너지는 CT수 직선성 측정으로부터 얻을 수 있다<sup>[4]</sup>. AAPM CT 성능 팬텀의 CT수 직선성 삽입부분에서 측정된 각 핀과 물의 평균 CT수와 광자에너지별 각 핀과 물의 선감쇠계수를 선형정합하여 얻은 상관계수들 중 가장 큰 상관계수를 갖는 광자에너지는 유효에너지로 결정된다<sup>[7-11]</sup>. 이 결정된 유효에너지에 대응하는 각 핀과 물의 선감쇠계수가 유효선감쇠계수에 해당된다<sup>[4]</sup>.

### 5. 물 유효선감쇠계수의 백분율

물 유효선감쇠계수( $\mu_w$ )의 백분율( $\% \sigma \mu_w$ )에 의한 노이즈(N) 측정은 Eq. (1)로 기술된다<sup>[4]</sup>.

$$\% \rho \mu_w = \frac{\sigma \cdot CS \cdot 100}{\mu_w} \quad (1)$$

여기서  $\sigma$ 는 ROI에서 측정된 픽셀값들의 표준편

차(standard deviation), 그리고 CS는 대조도 척도(contrast scale)이다. CS는 두 개의 알려진 물질(material)에서 주어진 CT수의 변화에 대한 유효선감쇠계수의 변화로 정의된다. 일반적으로 하나의 물질은 물이고, 다른 하나는 CT 팬텀의 일반적인 구성 물질인 아크릴이다. 여기서 다른 하나는 아크릴이 아닌 낮은 원자번호(Z)를 갖는 다른 기준 물질을 사용할 수 있다. 대조도 척도<sup>[12-15]</sup>는 Eq. (2)로 기술된다<sup>[4]</sup>.

$$CS = \frac{\mu_m(E) - \mu_w(E)}{CT_m - CT_w} \quad (2)$$

여기서  $\mu_m(E)$ 과  $\mu_w(E)$ 는 기준 물질과 물의 유효선감쇠계수이고,  $CT_m$ 과  $CT_w$ 는 기준 물질과 물에서 측정된 CT수이다. 이 연구에는 물과 아크릴을 사용하여 Eq. (2)에 의해 대조도 척도를 산출하였다. 그리고 물 유효선감쇠계수( $\mu_w$ )의 백분율은 Eq. (2)에 의해 산출된 대조도 척도와 고정핀 부분의 물에서 측정된 표준편차를 Eq. (1)에 대입하여 구하였다.

## III. RESULT

AAPM CT 성능 팬텀에서 CT수 직선성 삽입부분의 각 핀과 물에서 측정된 평균 CT수는 Table 2, 그리고 고정핀 부분의 물에서 측정된 표준편차는 Table 3에서 보여준다. NIST 웹사이트의 XCOM: Photon Cross Sections Database로부터 광자에너지 60 ~ 80 keV 범위에서 각 핀과 물에 대한 질량감쇠계수는 Table 4에서 보여준다. Table 4의 질량감쇠계수에 밀도를 곱하여 산출한 선감쇠계수는 Table 5에 나타내었다.

CT스캐너에서 120 kVp CT X-선 빔의 유효에너지는 AAPM CT 성능 팬텀의 CT수 직선성 삽입부분에서 측정된 각 핀과 물의 평균 CT수와 광자에너지별 각 핀과 물의 선감쇠계수를 선형정합하여 얻은 상관계수들 중 가장 큰 상관계수를 갖는 광자 에너지를 유효에너지로 결정하였다. 이 결정된 유효에너지는 Table 6에서 광자에너지 68 keV이다. 이 유효에너지에 대응하는 선감쇠계수가 유효선감

최계수로 된다. 이 유효선감쇠계수는 Table 7에 나타내었다.

대조도 척도는 AAPM CT 성능 팬텀에서 CT수 직선성 삽입부분의 물과 아크릴에 대한 측정된 평균 CT수와 유효선감쇠계수를 Eq. (2)에 대입하여  $0.000188 \text{ cm}^{-1} \cdot \text{HU}^{-1}$ 을 얻었다. 물 유효선감쇠계수의 백분율은 Eq. (2)에 의해 얻어진 대조도 척도와 고정된 부분의 물에서 측정된 표준편차, 물의 유효선감쇠계수  $0.197 \text{ cm}^{-1}$ 를 Eq. (1)에 대입하여 산출한 결과는 Table 8에서 보여준다. 이 결과로부터 물 유효선감쇠계수의 백분율에 의한 노이즈 측정값은 관전류량 100 ~ 300 mAs의 범위에서 0.31 ~ 0.52%를 얻었다.

Table 2. CT numbers measured for each peg and water in the CT number linearity insert part

Material	Poly-ethylene	Poly-styrene	Water	Nylon	Poly-carbonate	Acrylic
Mean±	-86.88	-33.55	-0.15	92.77	102.35	122.49
SD	± 0.25	± 0.27	± 0.12	± 0.23	± 0.17	± 0.15

Table 3. Standard deviation measured in water at the alignment pin part

Product of tube current and exposure time (mAs)	120 kVp
	Standard deviation (HU)
100	5.42
150	4.50
200	3.85
250	3.46
300	3.20

Table 6. Determination of effective energy from the largest correlation coefficient

Photon energy (keV)	Correlation coefficient (r)
67	0.9995
67.5	0.9991
68	0.9997
68.5	0.9996
69	0.9996

Table 7. Effective linear attenuation coefficients( $\text{cm}^{-1}$ ) at effective energy

Photon energy (keV)	Poly-ethylene	Poly-styrene	Water	Nylon	Poly-carbonate	Acrylic
68.0	0.180	0.190	0.197	0.215	0.216	0.220

Table 4. Mass attenuation coefficients( $\text{g}/\text{cm}^2$ )

Photon energy (keV)	Poly-ethylene	Poly-styrene	Water	Nylon	Poly-carbonate	Acrylic
60.0	0.197	0.187	0.206	0.193	0.186	0.192
60.5	0.197	0.187	0.205	0.193	0.186	0.192
61.0	0.196	0.186	0.205	0.192	0.185	0.191
61.5	0.196	0.186	0.204	0.192	0.185	0.191
62.0	0.196	0.186	0.204	0.191	0.185	0.190
62.5	0.195	0.185	0.203	0.191	0.184	0.190
63.0	0.195	0.185	0.203	0.191	0.184	0.189
63.5	0.194	0.185	0.202	0.190	0.183	0.189
64.0	0.194	0.184	0.202	0.190	0.183	0.189
64.5	0.194	0.184	0.201	0.189	0.183	0.188
65.0	0.193	0.184	0.201	0.189	0.182	0.188
65.5	0.193	0.183	0.200	0.189	0.182	0.187
66.0	0.193	0.183	0.199	0.188	0.182	0.187
66.5	0.192	0.182	0.199	0.188	0.181	0.186
67.0	0.192	0.182	0.198	0.187	0.181	0.186
67.5	0.191	0.182	0.198	0.187	0.180	0.186
68.0	0.191	0.181	0.197	0.187	0.180	0.185
68.5	0.191	0.181	0.197	0.186	0.180	0.185
69.0	0.190	0.181	0.196	0.186	0.179	0.184
69.5	0.190	0.180	0.196	0.185	0.179	0.184
70.0	0.190	0.180	0.195	0.185	0.179	0.184
70.5	0.189	0.180	0.194	0.185	0.178	0.183
71.0	0.189	0.179	0.194	0.184	0.178	0.183
71.5	0.188	0.179	0.193	0.184	0.177	0.182
72.0	0.188	0.179	0.193	0.183	0.177	0.182
72.5	0.188	0.178	0.192	0.183	0.177	0.181
73.0	0.187	0.178	0.192	0.183	0.176	0.181
73.5	0.187	0.178	0.191	0.182	0.176	0.181
74.0	0.187	0.177	0.191	0.182	0.176	0.180
74.5	0.186	0.177	0.190	0.181	0.175	0.180
75.0	0.186	0.177	0.190	0.181	0.175	0.179
75.5	0.185	0.176	0.189	0.181	0.174	0.179
76.0	0.185	0.176	0.188	0.180	0.174	0.178
76.5	0.185	0.175	0.188	0.180	0.174	0.178
77.0	0.184	0.175	0.187	0.179	0.173	0.178
77.5	0.184	0.175	0.187	0.179	0.173	0.177
78.0	0.184	0.174	0.186	0.179	0.173	0.177
78.5	0.183	0.174	0.186	0.178	0.172	0.176
79.0	0.183	0.174	0.185	0.178	0.172	0.176
79.5	0.182	0.173	0.185	0.177	0.171	0.175
80.0	0.182	0.173	0.184	0.177	0.171	0.175

Table 5. Linear attenuation coefficients(cm<sup>-1</sup>)

Photon energy (keV)	Poly-ethylene	Poly-styrene	Water	Nylon	Poly-carbonate	Acrylic
60.0	0.185	0.196	0.206	0.222	0.223	0.228
60.5	0.185	0.196	0.205	0.221	0.223	0.228
61.0	0.184	0.196	0.205	0.221	0.222	0.227
61.5	0.184	0.195	0.204	0.221	0.222	0.227
62.0	0.184	0.195	0.204	0.220	0.221	0.226
62.5	0.183	0.195	0.203	0.220	0.221	0.226
63.0	0.183	0.194	0.203	0.219	0.221	0.225
63.5	0.183	0.194	0.202	0.219	0.220	0.225
64.0	0.182	0.193	0.202	0.218	0.220	0.224
64.5	0.182	0.193	0.201	0.218	0.219	0.224
65.0	0.182	0.193	0.201	0.217	0.219	0.223
65.5	0.181	0.192	0.200	0.217	0.218	0.223
66.0	0.181	0.192	0.199	0.216	0.218	0.222
66.5	0.181	0.192	0.199	0.216	0.217	0.222
67.0	0.180	0.191	0.198	0.216	0.217	0.221
67.5	0.180	0.191	0.198	0.215	0.216	0.221
68.0	0.180	0.190	0.197	0.215	0.216	0.220
68.5	0.179	0.190	0.197	0.214	0.216	0.220
69.0	0.179	0.190	0.196	0.214	0.215	0.219
69.5	0.178	0.189	0.196	0.213	0.215	0.219
70.0	0.178	0.189	0.195	0.213	0.214	0.218
70.5	0.178	0.189	0.194	0.212	0.214	0.218
71.0	0.177	0.188	0.194	0.212	0.213	0.217
71.5	0.177	0.188	0.193	0.211	0.213	0.217
72.0	0.177	0.188	0.193	0.211	0.212	0.216
72.5	0.176	0.187	0.192	0.210	0.212	0.216
73.0	0.176	0.187	0.192	0.210	0.212	0.215
73.5	0.176	0.186	0.191	0.210	0.211	0.215
74.0	0.175	0.186	0.191	0.209	0.211	0.214
74.5	0.175	0.186	0.190	0.209	0.210	0.214
75.0	0.175	0.185	0.190	0.208	0.210	0.213
75.5	0.174	0.185	0.189	0.208	0.209	0.213
76.0	0.174	0.185	0.188	0.207	0.209	0.212
76.5	0.174	0.184	0.188	0.207	0.208	0.212
77.0	0.173	0.184	0.187	0.206	0.208	0.211
77.5	0.173	0.183	0.187	0.206	0.207	0.211
78.0	0.172	0.183	0.186	0.205	0.207	0.210
78.5	0.172	0.183	0.186	0.205	0.207	0.210
79.0	0.172	0.182	0.185	0.204	0.206	0.209
79.5	0.171	0.182	0.185	0.204	0.206	0.209
80.0	0.171	0.182	0.184	0.204	0.205	0.208

Table 8. Percentage of the effective linear attenuation coefficient of water(%σ<sub>w</sub>).

Product of tube current and exposure time (mAs)	120 kVp
	%σ <sub>w</sub> (%)
100	0.52
150	0.43
200	0.37
250	0.33
300	0.31

#### IV. DISCUSSION

CT스캐너에서 120 kVp X-선 빔의 유효에너지는 CT수 직선성 측정으로부터 얻을 수 있다<sup>[4]</sup>. 이것은 광자에너지별 AAPM CT 성능 팬텀에서 CT수 직선성 삽입부분의 각 편과 물의 선감쇠계수에 대한 120 kVp X-선 빔의 스캔으로 얻어진 CT수 직선성 삽입부분의 CT영상에서 각 편과 물에서 측정된 평균 CT수를 선형정합 함으로써 얻어지는 상관계수들 중 가장 큰 상관계수를 갖는 광자에너지를 유효에너지로 결정한다는 의미이다. 이 유효에너지에 대응하는 선감쇠계수는 유효선감쇠계수로 표기된다. 실험으로부터 120 kVp X-선 빔의 유효에너지는 68 keV로 결정되었다. 이 결정된 유효에너지는 AAPM report No. 39에서 보고한 120 ~ 125 kVp CT X-선 빔의 유효에너지 70 keV 정도와 근사적으로 일치하였다<sup>[4]</sup>. 그리고 유효선감쇠계수는 유효에너지에 대응하는 각 편과 물의 선감쇠계수로 결정하였다.

대조도 척도는 AAPM CT 성능 팬텀에서 CT수 직선성 삽입부분의 물과 아크릴에 대한 측정된 평균 CT수와 유효선감쇠계수를 Eq. (2)에 대입하여 구하였다. 대조도 척도 산출 시 일반적으로 하나의 물질은 물을 선택하고, 다른 하나의 물질은 아크릴을 사용한다.

관전압은 120 kVp로 고정하고, 관전류량은 100, 150, 200, 250, 300 mAs로 다르게 설정하여 얻어진 AAPM CT 성능 팬텀의 고정편 부분의 CT영상에서, 물 유효선감쇠계수의 백분율에 의한 노이즈 측정값은 0.31 ~ 0.52%로 얻었다. 이 측정된 노이즈 값들은 관전류량이 증가할수록 감소하는 양상을 나타내었다. 또한 표준편차로 측정된 노이즈 측정

값들과 같은 양상을 나타내었다. 이 이유는 관전류량을 작게 설정하면 X-선관에서 발생하는 광자수가 적게 발생되어 불균일하게 분포하며, 적게 발생한 광자수가 검출기에 도달하여 적게 검출됨으로써 광자수 부족으로 인한 양자 노이즈 신호를 발생하기 때문이다.

임상에서 특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙에 근거하여, 노이즈 정도관리검사는 6개월에 한 번 한국의료영상품질관리원에 신청하여 검사를 받고 있다. 이때 노이즈 측정은 표준편차로 한다. 허용오차는 5 HU 이내이다. 노이즈 측정값이 허용오차 범위를 벗어날 경우, 그 원인은 검출기 문제, 선원 변동, 조준기 오정렬, X-선관 발생기 오교정 등의 문제로 추정할 수 있다.

## V. CONCLUSION

120 kVp CT X-선 빔으로 AAPM CT 성능 팬텀을 스캔하여 얻어진 CT영상에서, CT수 직선성 삽입부분의 각 핀과 물에 대하여 평균 CT수를 측정하였다. 유효에너지는 각 핀과 물에 대하여 측정된 평균 CT수와 광자에너지별 선감쇠계수의 선형회귀분석의 상관계수들로부터 가장 큰 상관계수를 갖는 광자에너지로 결정하였다. 그리고 물과 아크릴에 대하여 측정된 평균 CT수와 유효선감쇠계수로부터 대조도 척도는 산출되었다. 산출된 대조도 척도, 물의 유효선감쇠계수, 그리고 AAPM CT 성능 팬텀에서 고정된 부분의 물에서 측정된 표준편차를 사용하여, 물 유효선감쇠계수의 백분율에 의한 노이즈를 측정하였다. 결론적으로 이 연구는 물 유효선감쇠계수의 백분율에 의한 노이즈를 측정할 절차와 방법을 제시한다.

## Reference

[1] AAPM report No. 1, "Phantoms for Performance Evaluation and Quality Assurance of CT Scanners", American Association of Physicists in Medicine, pp. 1-23, 1977.

[2] M. E. Phelps, E. J. Hoffman, M. M. Ter-Pogossian, "Attenuation Coefficients of Various Body Tissues, Fluids and Lesions at Photon Energies of 18 to 136

keV", *Radiology*, Vol. 117, No. 3, pp. 573-583, 1975. <https://doi.org/10.1148/117.3.573>

- [3] P. S. Rao, E. C. Gregg, "Attenuation of Monoenergetic Gamma Rays in Tissues", *American Journal of Roentgenology*, Vol. 123, No. 3, pp. 631-637, 1975. <https://doi.org/10.2214/ajr.123.3.631>
- [4] AAPM report No. 39, "Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners", American Association of Physicists in Medicine, pp. 1-95, 1993.
- [5] [http://www.doza.ru/docs/med/aapm\\_ct.pdf](http://www.doza.ru/docs/med/aapm_ct.pdf).
- [6] <https://www.nist.gov/pml/xcom-photon-cross-sections-database>.
- [7] M. R. Millner, W. H. Payne, R. G. Waggener, W. D. McDavid, M. J. Dennis, V. J. Sank, "Determination of Effective Energies in CT Calibration", *Medical Physics*, Vol. 5, No. 6, pp. 543-545, 1978. <http://dx.doi.org/10.1118/1.594488>
- [8] J. E. Kim, "Determination of Effective Energy of CT X-ray Beams", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 13, No. 4, pp. 517-522, 2019. <https://doi.org/10.7742/jksr.2019.13.4.517>
- [9] J. E. Kim, S. H. Lee, "Derivation of the Effective Energy Calculation Formula of the X-ray Beam Generated by the CT Simulator", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 15, No. 6, pp. 869-875, 2021. <https://doi.org/10.7742/jksr.2021.15.6.869>
- [10] P. F. Judy, "Comparison of Equivalent photon Energy Calibration Methods on Computed Tomography", *Medical Physics*, Vol. 7, No. 6, pp. 685-691, 1980. <http://dx.doi.org/10.1118/1.594722>
- [11] S. Okayama, T. Soeda, Y. Takami, R. Kawakami, S. Somekawa, S. Uemura, Y. Saito, "The Influence of Effective Energy on Computed Tomography Number Depends on Tissue Characteristics in Monoenergetic Cardiac Imaging", *Radiology Research and Practice*, Vol. 2012, pp. 1-7, 2012. <https://doi.org/10.1155/2012/150980>
- [12] J. Nosil, K. I. Pearce, R. A. Stein, "Linearity and Contrast Scale Control in Computed Tomography", *Medical Physics*, Vol. 16, No. 1, pp. 110-113, 1989. <https://doi.org/10.1118/1.596396>
- [13] J. E. Barnes, "Characteristics and Control of

Contrast in CT", *Radiographics*, Vol. 12, No. 4, pp. 825-837, 1992.

<https://doi.org/10.1148/radiographics.12.4.1636042>

- [14] C. D. Njiki, J. N. Manyol, Y. E. Yigbedeck, D. W. Abouou, B. C. Yimele, J. F. Sabouang, "Assessment of Image Quality Parameters for Computed Tomography in the City of Yaounde", *Open Journal of Radiology*, Vol. 8, No. 1, pp. 37-44, 2018. <https://doi.org/10.4236/ojrad.2018.81005>

- [15] M. J. Medinaa, F. J. Funesa, A. Palaub, V. M. Sanz, A. R. Osorioa, M. Namíasb, "Acceptance testing of a CT scanner with a knowledge-based iterative reconstruction algorithm", *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, Vol. 7, No. 1, pp. 1-17, 2019. <https://doi.org/10.15392/bjrs.v7i1A.456>

## AAPM CT 성능 팬텀의 CT영상에서 물 유효선감쇠계수의 백분율에 의한 노이즈 측정

김종언\*, 이상훈

가야대학교 방사선학과

### 요 약

이 연구의 목적은 임상에서 AAPM CT 성능 팬텀을 이용한 CT영상 노이즈 정도관리에 사용할 수 있는 물 유효선감쇠계수의 백분율에 의한 노이즈 측정의 방법을 제시하는 데 있다. 120 kVp CT X-선 빔으로 AAPM CT 성능 팬텀을 스캔하여 얻어진 CT영상에서, CT수 직선성 삽입부분의 각 핀과 물에 대하여 평균 CT수를 측정하였다. 유효에너지는 각 핀과 물에 대하여 측정된 평균 CT수와 광자에너지별 선감쇠계수의 선형회귀분석의 상관계수들로부터 가장 큰 상관계수를 갖는 광자에너지로 결정하였다. 그리고 물과 아크릴에 대하여 측정된 평균 CT수와 유효선감쇠계수로부터 대조도 척도는  $0.000188 \text{ cm}^{-1} \cdot \text{HU}^{-1}$ 으로 산출되었다. 산출된 대조도 척도, 물 유효선감쇠계수, 그리고 AAPM CT 성능 팬텀에서 고정핀 부분의 물에서 측정된 표준편차를 사용하여, 물 유효선감쇠계수의 백분율에 의한 노이즈 측정값은 100 ~ 300 mAs의 범위에서 0.31 ~ 0.52%를 얻었다.

중심단어: 노이즈, CT수, 선감쇠계수, 상관계수, 직선성

### 연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자) (교신저자)	김종언	가야대학교 방사선학과	부교수
(공동저자)	이상훈	가야대학교 방사선학과	교수