

# 상층두께와 관심영역의 크기 변화가 CT 번호에 미치는 영향

연세대학교 치과대학 치과방사선학교실  
이 지 연 · 김 기 덕 · 박 창 서

## Effect of the slice thickness and the size of region of interest on CT number

Ji-Youn Lee, Kee-Deog Kim, Chang-Seo Park

Department of Dental Radiology, College of Dentistry, Yonsei University

### ABSTRACT

**Purpose** : To evaluate the effect of the slice thickness and the size of region of interest (ROI) on CT number using quantitative CT phantom

**Materials and Methods** : The phantom containing 150 mg/cc, 75 mg/cc and 0 mg/cc calcium hydroxyapatite was scanned with 1, 3, 5 and 10 mm slice thicknesses by single energy quantitative computed tomography (QCT). CT numbers were measured on center position of the phantom. Shape of ROI was circular and sizes were 1, 3, 5, 11, 16, 21, 26 and 33 mm<sup>2</sup>. ANOVA and Tukey's multiple comparison method were performed for statistical comparison of CT numbers according to different slice thicknesses. Coefficient of variation of CT number measured in each size of ROI was evaluated in same slice thickness.

**Results** : CT numbers had statistically significant difference according to slice thicknesses ( $p < 0.05$ ). As the slice thickness increased, CT number also increased.

As the density of phantom became lower and the size of ROI became smaller, the coefficient of variation of CT number increased. When the size of ROI was more than 11 mm<sup>2</sup> in 1 mm slice thickness, 5 mm<sup>2</sup> in 3 mm slice thickness and 3 mm<sup>2</sup> in 5 mm slice thickness, the coefficient of variation became consistent. In 10 mm slice thickness, the size of ROI had little effect on the coefficient of variation.

**Conclusion** : CT number had variation according to the slice thickness and the size of ROI although the object was homogeneous. The slice thickness and the size of ROI are critical factors in precision of the CT number measurements. (*Korean J Oral Maxillofac Radiol* 2001; 31 : 85-91)

**KEY WORDS** : tomography; X-ray computed; evaluation; quantitative; phantoms; imaging

### 서 론

Hounsfield (1972)에 의해 전산화단층촬영 (computed tomography, CT)의 영상기술이 발표된 이래 기존의 방사선사진에 비해 상의 중복 없이 관심층을 자세히 관찰할 수 있게 되었고 높은 고대조 해상능으로 인해 물리적 밀도 차이가 1% 이하인 조직간의 구별이 가능해졌으며 다면상 (multiplanar imaging)을 얻을 수 있는 프로그램을 이용하여 횡단면, 종단면, 시상면의 상을 볼 수 있게 되었다. 최

근에는 전산화단층영상이 제공하는 양적 정보를 진단과 치료의 목적으로 사용하고 있다.

CT 상은 물체를 투과한 X선의 양을 수학적으로 계산하여 수치로 변환시키고 수치로 나타낸 정보가 밀도의 정도로 변화되어 시각적인 상으로 재구성된다. CT 상은 체적소 (voxel)라 불리는 개개 블록이 모여 이루어진 matrix로 저장되어 나타내어지며, 체적소에서 영상을 나타내는 사각면을 화소 (pixel)라 한다. 화소의 크기는 스캔의 기하학적 측면, X선원과 검출기의 크기 및 측정의 빈도와 공간성에 의하여 결정된다.

CT 상을 나타내기 위해서 각 화소는 밀도를 나타내는 CT 번호를 갖는데 이는 물질의 체적소 내에서 감쇠된 X선속의 정도에 비례하며 선감쇠계수로 나타내어진다. CT 번호는 공기를 -1,000, 25°C 순수한 물을 0, 치밀골을

접수일 : 2001년 3월 13일      채택일 : 2001년 4월 17일  
Correspondence to : Prof. Chang-Seo Park  
Department of Dental Radiology, College of Dentistry, Yonsei University, Shinchon  
-Dong 134, Seodaemun-Gu, Seoul, KOREA  
Tel) 82-2-361-8876, Fax) 82-2-363-5232  
E-mail) csp@yumc.yonsei.ac.kr

+1,000으로 하여 X선속의 감소 정도에 비례하여 상대적으로 설정되는 값으로, CT 번호를 이용하여 CT 상이 제공하는 양적 정보를 평가할 수 있다.

균일한 피사체를 CT 스캐너로 검사하였다면 각 화소는 동일한 CT 번호를 가져야 하며,<sup>1</sup> 이 가정에 근거하여 CT 번호로 어떤 조직이나 병변을 특징짓는 것이 가능하다.

CT 번호를 이용하여 낭과 종양을 감별하고 종양 내 석회화 물질이나 지방성분의 유무 등을 평가하여 연조직 병변을 진단할 수 있으며,<sup>2,4</sup> 질환을 정의하는 데도 사용되어 관상동맥 석회화(coronary artery calcification)는 최소 2 mm<sup>2</sup>의 영역에서 전반적으로 130 Hounsfield unit (HU) 이상의 CT 번호를 갖는 질환으로 정의된다.<sup>5</sup> 또한 골다공증이나 다른 대사성 골질환을 진단하고 약골의 골질을 평가하는데도 사용되고 있다.<sup>6-10</sup>

그러나 CT 번호는 단순히 피사체의 밀도에 의해 결정되는 수치가 아니라 선속 경화효과 (beam hardening effect), 산란방사선 (scattered radiation), 영상획득과 재구성 방법, 부분용적효과 (partial volume effect), 양자반점 (quantum mottle, quantum noise), 피사체의 위치 등에 영향을 받아 균일한 밀도를 갖는 물체라 할지라도 다르게 표현되는 다양성을 갖는다.<sup>11-16</sup> 따라서 CT 번호를 이용하여 질환을 진단하고 조직을 특징화할 때 CT 번호의 다양성의 범위와 원인을 알아야 한다. 이러한 CT 번호의 다양성은 CT의 고유한 문제이고 가장 최근에 개발된 CT 스캐너라 할지라도 CT 번호의 다양성은 존재하게 된다.

Groell<sup>2</sup> 등은 영상획득과 재구성 방법에 따라 CT 번호는 다양성을 보이고 상층두께에 따라 신호 대 잡음비 (signal to noise ratio)가 달라진다고 하였고, Taguchi<sup>17</sup> 등은 평균 CT 번호를 결정하는데 사용되는 관심영역의 크기 (region of interest, ROI)가 잡음 (noise)에 민감한 영향을 주어 관심영역의 크기가 CT 번호를 이용하여 골밀도 측정시 정밀도 (precision)에 영향을 주는 결정적인 요인이라 하였다.

이에 저자는 밀도가 균일한 모형을 이용하여 상층두께와 관심영역의 크기 변화가 CT 번호에 미치는 영향에 대해 알아보고자 하였다.

## 재료 및 방법

### 1. 연구 재료

균일한 밀도를 갖는 전산화단층촬영 정량 모형 (Image analysis, Inc., Colombia Ky, U.S.A.)을 사용하였다 (Fig. 1). 이 모형은 2.5×2.5×30.5 cm의 크기가 동일한 세부위로 구성되어 있고, 각각 150 mg/cc, 75 mg/cc, 0 mg/cc의 칼슘 수산화인회석 (calcium hydroxyapatite)을 포함하고 있다.

### 2. 연구 방법

#### 1) 전산화단층촬영

모형을 테이블에 평행하게 놓고 CT Hispeed Advantage 전산화 단층촬영 장치 (GE Medical system, Milwaukee, U.S.A.)를 이용하여 standard algorithm, 25 cm field of view (FOV), 120 kVp, 200 mA, scanning time은 1초, gantry의 각도는 0도로 하여 전산화단층촬영을 시행하였고, reconstruction matrix는 512×512 pixel로 하였다. 상층두께는 1, 3, 5, 10 mm로 하였고, 각 상층두께 당 10개의 연속된 영상을 얻었다.

#### 2) CT 번호 측정

획득된 영상에서 관심영역의 크기를 1, 3, 5, 11, 16, 21, 26, 33 mm<sup>2</sup>로 하고 형태는 원형으로 하였으며 75 mg/cc와 150 mg/cc 모형에서 CT 조종대 (console)를 이용하여 CT 번호를 측정하였다. 측정 부위는 모형의 중심이었으며 10개의 연속된 영상에서 동일한 부위를 1번씩 측정하였다.

#### 3) CT 번호의 변이계수 (coefficient of variation) 평가

CT 번호의 변이계수는 반복 측정치의 평균에 대한 반복 측정치의 표준 편차의 백분율비로 정의하였다. 변이계수의 백분율비가 높을수록 정밀도가 낮음을 의미한다.

$$\text{변이계수 (\%)} = \frac{\text{반복 측정치들의 표준 편차}}{\text{반복 측정치들의 평균}} \times 100$$

#### 4) 통계 분석

관심영역의 크기가 동일할 때 상층두께에 따른 CT 번호의 차이를 ANOVA와 Tukey's method를 이용하여 분석하였다.

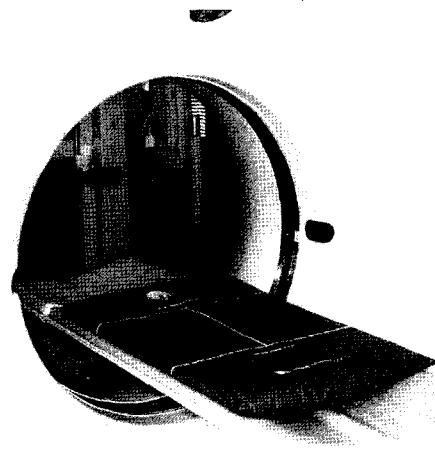


Fig. 1. Photograph of quantitative CT phantom

### 연구 결과

40개의 CT 영상 (Fig. 2)이 얻어졌고 640개의 ROI가 분석되었다. 각 상층두께에서 측정된 CT 번호의 평균값과 표준편차, 최대값과 최소값은 Table 1, 2와 같다.

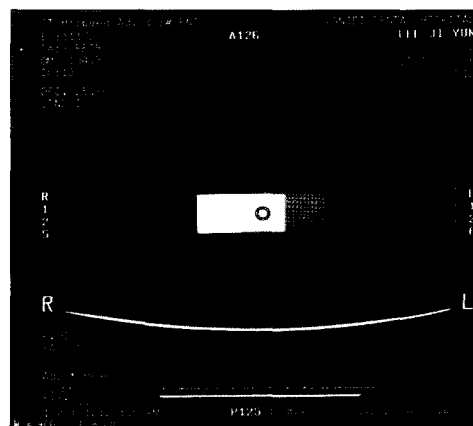
#### 1. 상층두께와 관심영역의 크기에 따른 CT 번호의 차이

상층두께에 따라 CT 번호는 통계학적으로 유의한 차이를 보였고 ( $p < 0.05$ ), 상층두께가 일정할 때 관심영역의 크기가 증가할수록 CT 번호의 표준편차는 감소하였다.

75 mg/cc 모형의 상층두께 3 mm를 제외하고 상층두께가 증가할수록 CT 번호는 증가하였다 (Figs. 3, 4). 75 mg/cc 모형은 관심영역의 크기에 상관없이 상층두께 1 mm에서 측정된 CT 번호와 상층두께 5, 10 mm에서 측정된 CT 번호가 통계학적으로 유의한 차이를 보였고 ( $p < 0.05$ ), 150 mg/cc 모형은 관심영역의 크기에 상관없이 상층두께 1 mm에서 측정된 CT 번호와 상층두께 3, 5, 10 mm에서 측정된 CT 번

호가 통계학적으로 유의한 차이를 보였다 ( $p < 0.05$ ).

관심영역의 크기와 상층두께의 차이에 따라 75 mg/cc 모



**Fig. 2.** CT scan of quantitative CT phantom : measurement of CT number in 75 mg/cc phantom using ROI of the circular shape (left, 150 mg/cc : center, 75 mg/cc : right, 0 mg/cc).

**Table 1.** Mean CT numbers in the 75 mg/cc phantom

ROI (mm <sup>2</sup> )	Slice (mm)			1			3			5			10		
	ME (HU) ± SD	Min	Max	ME (HU) ± SD	Min	Max	ME (HU) ± SD	Min	Max	ME (HU) ± SD	Min	Max	ME (HU) ± SD	Min	Max
1	97.0 ± 4.4 <sup>a</sup>	89.0	104.0	98.8 ± 1.7 <sup>ab</sup>	95.0	101.0	100.7 ± 1.8 <sup>b</sup>	98.0	103.0	100.6 ± 0.8 <sup>b</sup>	99.0	102.0			
3	98.0 ± 1.4 <sup>a</sup>	96.3	100.4	96.8 ± 1.1 <sup>a</sup>	95.1	98.6	99.8 ± 1.2 <sup>b</sup>	97.7	100.9	100.4 ± 0.7 <sup>b</sup>	98.7	100.9			
5	97.8 ± 1.2 <sup>a</sup>	96.0	99.9	96.9 ± 0.7 <sup>a</sup>	95.7	97.8	99.6 ± 1.1 <sup>b</sup>	97.5	100.9	100.3 ± 0.5 <sup>b</sup>	99.0	101.1			
11	98.2 ± 0.8 <sup>a</sup>	96.7	99.7	97.1 ± 0.6 <sup>b</sup>	96.1	98.0	99.7 ± 1.1 <sup>c</sup>	98.2	100.9	100.3 ± 0.5 <sup>c</sup>	99.2	101.2			
16	98.2 ± 0.7 <sup>a</sup>	96.9	99.3	97.3 ± 0.6 <sup>b</sup>	96.4	98.1	99.2 ± 0.9 <sup>c</sup>	97.9	100.2	100.1 ± 0.6 <sup>c</sup>	99.6	101.4			
21	98.0 ± 0.5 <sup>a</sup>	97.0	98.6	97.3 ± 0.5 <sup>a</sup>	96.5	98.0	99.4 ± 0.9 <sup>b</sup>	98.1	100.4	100.2 ± 0.6 <sup>c</sup>	99.5	101.5			
26	98.1 ± 0.5 <sup>a</sup>	97.2	98.6	97.3 ± 0.5 <sup>b</sup>	96.6	98.0	99.3 ± 0.8 <sup>c</sup>	98.1	100.3	100.3 ± 0.6 <sup>d</sup>	99.6	101.6			
33	98.0 ± 0.5 <sup>a</sup>	96.9	98.6	97.3 ± 0.5 <sup>a</sup>	96.7	98.0	99.2 ± 0.8 <sup>b</sup>	98.0	100.2	100.5 ± 0.6 <sup>c</sup>	99.7	101.7			

ME, mean CT numbers; SD, standard deviation; HU, Hounsfield Units.

Same alphabets (a, b, c, d) represent that mean CT numbers according to different slice thicknesses are not statistically significant difference when the region of interest are of same size ( $p > 0.05$ ).

**Table 2.** Mean CT numbers in the 150 mg/cc phantom

ROI (mm <sup>2</sup> )	Slice (mm)			1			3			5			10		
	ME (HU) ± SD	Min	Max	ME (HU) ± SD	Min	Max	ME (HU) ± SD	Min	Max	ME (HU) ± SD	Min	Max	ME (HU) ± SD	Min	Max
1	206.8 ± 3.8 <sup>a</sup>	202.0	212.0	211.5 ± 1.4 <sup>b</sup>	209.0	214.0	213.7 ± 1.6 <sup>bc</sup>	211.0	216.0	216.2 ± 1.1 <sup>c</sup>	214.0	218.0			
3	207.3 ± 1.9 <sup>a</sup>	204.5	210.1	212.4 ± 0.9 <sup>b</sup>	210.3	213.5	213.9 ± 1.3 <sup>bc</sup>	211.5	216.4	215.6 ± 1.6 <sup>c</sup>	212.2	217.3			
5	207.7 ± 1.4 <sup>a</sup>	205.7	209.6	212.4 ± 0.9 <sup>b</sup>	210.5	213.6	214.3 ± 1.2 <sup>c</sup>	212.7	216.7	215.4 ± 1.5 <sup>c</sup>	212.2	217.0			
11	208.3 ± 0.8 <sup>a</sup>	207.5	210.3	212.7 ± 0.6 <sup>b</sup>	211.7	213.7	214.6 ± 0.9 <sup>c</sup>	213.4	216.1	215.4 ± 1.3 <sup>c</sup>	212.7	216.8			
16	208.5 ± 0.5 <sup>a</sup>	207.8	209.6	212.9 ± 0.5 <sup>b</sup>	212.4	214.1	214.8 ± 0.8 <sup>c</sup>	213.9	216.6	215.5 ± 1.2 <sup>c</sup>	213.1	217.1			
21	208.4 ± 0.5 <sup>a</sup>	207.8	209.5	212.8 ± 0.5 <sup>b</sup>	212.4	214.1	214.7 ± 0.7 <sup>c</sup>	213.9	216.2	215.7 ± 1.2 <sup>d</sup>	213.3	217.2			
26	208.7 ± 0.5 <sup>a</sup>	208.2	209.7	213.1 ± 0.5 <sup>b</sup>	212.6	214.3	215.0 ± 0.7 <sup>c</sup>	214.2	216.5	215.9 ± 1.1 <sup>c</sup>	213.6	217.4			
33	208.4 ± 0.5 <sup>a</sup>	207.8	209.1	212.8 ± 0.5 <sup>b</sup>	212.4	214.0	214.6 ± 0.6 <sup>c</sup>	213.9	215.8	216.0 ± 1.0 <sup>d</sup>	214.0	217.2			

ME, mean CT numbers; SD, standard deviation; HU, Hounsfield Units.

Same alphabets (a, b, c, d) represent that mean CT numbers according to different slice thicknesses are not statistically significant difference when the region of interest are of same size ( $p > 0.05$ ).

상층두께와 관심영역의 크기 변화가 CT 번호에 미치는 영향

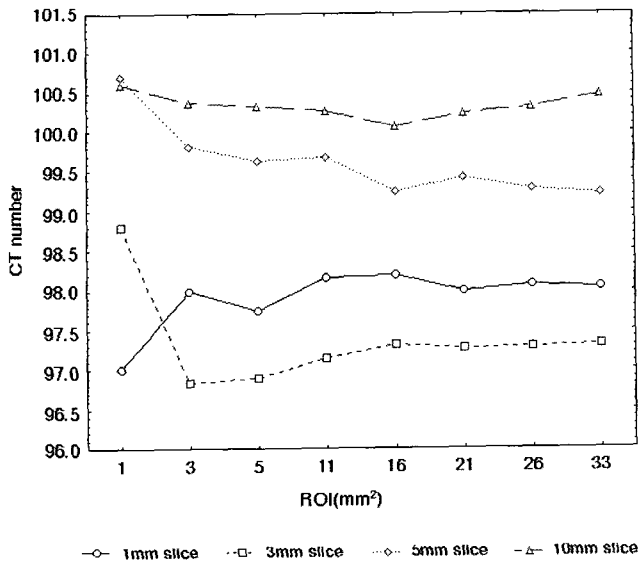


Fig. 3. CT number variations according to different ROI sizes and slice thicknesses in the 75 mg/cc phantom.

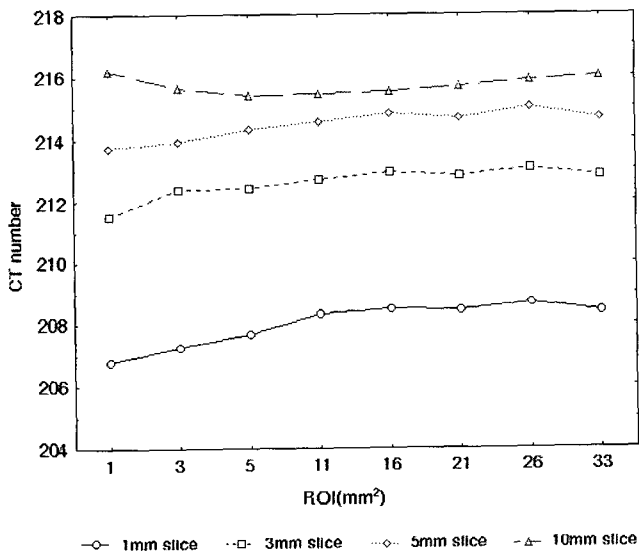


Fig. 4. CT number variations according to different ROI sizes and slice thicknesses in the 150 mg/cc phantom.

형에서는 최대 15 HU, 150 mg/cc 모형에서는 최대 16 HU의 차이를 보였다 (Table 1, 2).

2. 상층두께에 따라 일정한 변이계수를 갖는 관심영역의 크기 결정

모형의 밀도가 낮고 관심영역의 크기가 작을수록 CT 번호의 변이계수는 증가하였다. 75 mg/cc 모형은 관심영역의 크기가 1 mm<sup>2</sup> 일 때 상층두께 1 mm에서의 변이계수는 상층두께 10 mm에 비해 8배 컸으며, 150 mg/cc 모형은 3.6배

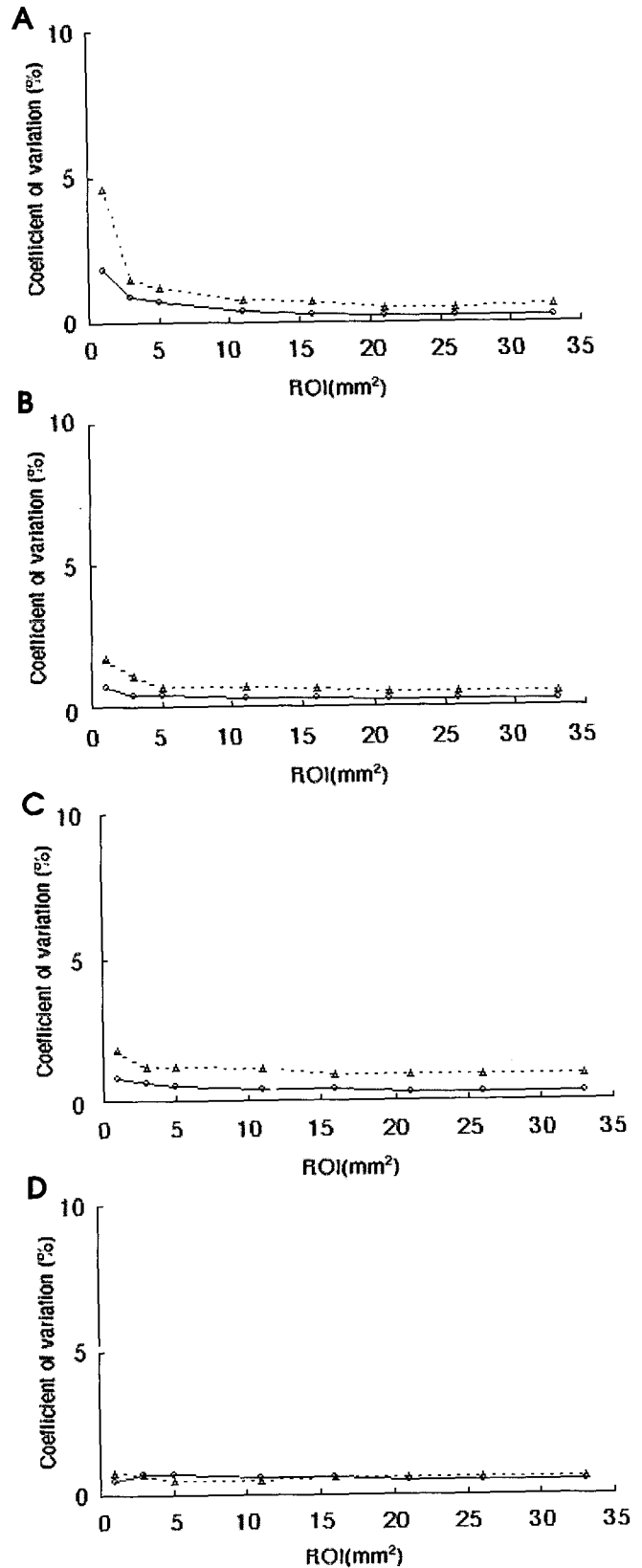


Fig. 5. The coefficient of variation of CT number in quantitative CT phantom; a. 1 mm slice thickness b. 3 mm slice thickness c. 5 mm slice thickness d. 10 mm slice thickness. ○—○, 150 mg/cc phantom; △.....△, 75 mg/cc phantom.

큰 변이계수를 보였다. 그러나 관심영역의 크기가 증가하면 상층두께에 따른 변이계수의 차이는 감소하여 상층두께에 상관없이 유사한 소견을 보였다.

관심영역의 크기와 변이계수간의 관계그래프를 이용하여 일정한 변이계수를 갖는 최소 관심영역의 크기를 결정하였다. 일정한 변이계수를 갖는 관심영역의 크기는 상층두께 1 mm에서 11 mm<sup>2</sup> 이상, 상층두께 3 mm에서 5 mm<sup>2</sup> 이상, 상층두께 5 mm에서 3 mm<sup>2</sup> 이상이었으며, 상층두께가 10 mm인 경우 관심영역의 크기에 상관없이 변이계수는 일정하였다(Fig. 5).

## 고 찰

균일한 밀도를 갖는 물체라 할지라도 선속경화효과, 산란방사선, 영상획득과 재구성 방법, 부분용적효과, 양자반점, 피사체의 위치 등에 의해 CT 번호는 다양하게 표현된다.<sup>11-16</sup>

선속경화효과는 다색방사선이 흡수체를 통과할 때 흡수체가 여과작용을 하여 평균에너지가 증가하는 현상으로<sup>1</sup> 그 자체가 CT 번호를 감소시키는 작용을 한다. 이로 인한 오차는 스캐너의 디자인과 수학적 보정법에 따라 달라지나 평균 10% 정도로 기준 모형(reference phantom)을 사용하거나 이중에너지 정량적 전산화단층촬영술(dual energy quantitative computed tomography)을 사용하면 감소시킬 수 있다.<sup>18-20</sup>

산란방사선은 스캐너의 디자인에 영향을 받아 고정된 검출기를 갖는 제4세대 CT 스캐너에서 주로 발생하며 3-10%의 오차를 보일 수 있다.<sup>21</sup> 그러나 실제로는 부채꼴속 이용 시 산란방사선 발생은 많지만 검출기마다 시준기(collimator)가 있어 대부분의 산란선을 흡수하므로 산란방사선에 의한 오차는 무시할 만하다.<sup>1</sup>

CT 번호는 화소 내에 들어있는 여러 물질의 밀도를 평균화하여 표현되므로 화소 내에 밀도가 다른 물질들이 있는 경우 비록 화소 내에 밀도가 낮은 물질이 있더라도 화소 내에 밀도가 높은 물질에 의해 CT 번호가 결정된다. 이를 부분용적효과라 하며, 물체의 크기가 작거나 피사체의 움직임으로 인해 오류(motion artifact)가 생긴 경우 이 효과는 더욱 커지게 된다.<sup>2</sup> 따라서 가능한 한 인접한 두 조직간의 경계부위에서 떨어져서 CT 번호를 측정해야 하며 특히 골밀도를 평가하는 경우 해면골과 피질골의 경계부위는 가능한 한 피해야 한다. CT 번호를 이용하여 골질을 평가하는 경우에는 이외에도 해면골 내의 지방 함량에 따른 변이도 고려해야 한다. 해면골은 석회화된 골소주와 조혈골수, 지방 골수로 구성되며, 지방 골수의 양은 개인마다 다르고 성별, 연령에 따라 다르므로 이를 고려한 CT 번호의 보정이 필요하다. 해면골 내의 지방 함량에 의한 오차는 10-30%로 이는 이중에너지 정량적 전산화단층촬영술

로 감소시킬 수 있다.<sup>22-25</sup>

이중에너지 정량적 전산화단층촬영술은 낮은 관전압과 높은 관전압을 빠르게 전환시켜서 한번의 스캔으로 연조직과 경조직의 선택적인 영상을 얻을 수 있는 방법이다.<sup>26</sup> 이 방법은 단일에너지 정량적 전산화단층촬영술에 비해 정확도(accuracy)는 높으나 환자에 대한 방사선 조사량이 증가하고 정밀도는 낮은 단점을 갖는다.<sup>18,27,28</sup>

Cann은 동일한 밀도를 갖는 물체라 할지라도 CT 번호는 일정하지 않으며 이는 양자반점에 기인한다고 하였다.<sup>16</sup> 양자(quantum)란 에너지의 추상적인 단위로 한 개의 X선 광자가 운반하는 에너지를 의미하며, X선속은 특정수의 X선 광자 또는 같은 수의 양자로 구성되어있다. 일반적으로 우리가 균등한 X선이라고 알고 있는 것도 사실은 평균량에서 어느 특정 범위 내를 변동하게 되어 있고 이 특정범위를 변동률(percent fluctuation)이라 하며, 이 단위면적당 양자량의 통계적 변동에 의해 양자반점이 발생하게 된다. 양자반점은 방사선 조사량과 상층두께, 기계 자체의 차이에 영향을 받고 이들에 따라 전산화단층촬영의 정밀도가 달라지게 된다. 확률에 의해 변동률은 광자의 평균량의 평방근(square root)으로 나타내어지므로 방사선 조사량이 증가하여 광자의 평균수가 많을수록 변동률은 감소하게되어 양자반점은 감소하고 정밀도는 향상되게 된다.<sup>1</sup> 그러나 방사선 조사량의 증가는 환자의 방사선 피폭량 증가를 의미하므로 조사량을 증가시켜 정밀도를 향상시키려는 시도는 바람직하지 않다.

영상획득과 재구성 방법에 따라서 CT 번호는 다양성을 보일 수 있어,<sup>2</sup> 본 연구에서는 균일한 밀도를 갖는 모형 상층두께를 달리하여 전산화단층촬영을 시행하고 획득된 영상에서 관심영역의 크기를 달리하여 CT 번호를 측정하여, 상층두께와 관심영역의 크기 변화가 CT 번호에 미치는 영향에 대해 알아보고자 하였다.

연구에 사용된 모형은 150 mg/cc, 75 mg/cc, 0 mg/cc의 칼슘 수산화인회석을 포함한 3가지 밀도로 구성되어 있으나, 0 mg/cc 모형은 너무 낮은 CT 번호를 보여 작은 수치 변화에도 변이계수의 변이가 심해 이 실험에서 제외하였다.

CT 번호는 각각의 모형의 중앙부위에서 측정하여 인접 모형과의 경계부위에서 발생할 수 있는 부분용적효과를 최소화하였다.

스캐너 내에서 피사체의 위치에 따라 CT 번호가 달라질 수 있으므로<sup>13</sup> 한번의 촬영으로 모형의 영상을 모두 얻었고, 관심영역의 설정 위치는 모든 경우에서 동일하게 모형의 중심으로 하여 위치에 따른 변이를 배제하였다.

상층두께에 따른 CT 번호 측정결과 75 mg/cc 모형의 상층두께 3 mm를 제외하고는 상층두께가 증가할수록 CT 번호는 증가하였고 상층두께 10 mm는 상층두께 1 mm에 비해 최대 16 HU 더 높은 CT 번호를 보였다. 이는 상층두께가 증가할수록 X선속의 감쇠가 더 많이 일어나기 때문으

로 피사체의 밀도가 높을수록 상층두께의 증가에 따른 선속 감쇠 정도는 더욱 증가하게 된다. 75 mg/cc 모형의 경우는 예외적으로 상층두께 3mm에서의 CT 번호가 상층두께 1mm에서의 CT 번호보다 더 작았는데, 이는 모형의 밀도가 비교적 낮고 상층두께 3mm는 상층두께 1mm와 두께 차이가 크지 않아 상층두께의 증가로 인한 선속 감쇠의 증가량보다 선속 경화에 의한 CT 번호의 감소량이 더 컸기 때문이라 사료된다.

상층두께 5mm에서 측정된 CT 번호와 동일한 부위의 연속된 5개의 상층두께 1mm에서 측정된 CT 번호의 평균값은 차이를 보이므로, 일련의 연속된 영상에서 측정된 CT 번호의 평균값을 취해서는 안된다.

상층두께 1mm, 관심영역의 크기가 1mm<sup>2</sup>인 경우에 CT 번호의 변이가 가장 커서 상층두께 1mm로 촬영된 악골 CT에서 골밀도 평가 시 측정된 CT 번호의 다양성이 고려되어야 한다. 특히 유치악 부위 치조골의 골밀도를 측정하거나 치료전후의 골밀도 변화를 평가할 때<sup>29,30</sup> 인접 치근들간의 근접성으로 인해 관심영역의 크기가 작게 제한되는 경우 측정 부위에 따라 CT 번호의 변이가 더욱 많으리라 예상할 수 있다.

상층두께에 따른 CT 번호의 변이계수 측정결과 밀도가 낮고 관심영역의 크기가 작을수록 상층두께에 따른 변이계수의 차이가 더욱 현저하였다. Groell<sup>2</sup>은 상층두께가 증가할수록 신호 대 잡음비는 감소하고, 상층두께가 1mm나 1.5mm인 경우 10mm 상층두께에 비해 신호 대 잡음비가 3배 정도 더 높다고 하였다. 본 연구도 이와 비슷한 결과를 얻어 관심영역의 크기가 1mm<sup>2</sup>인 경우 상층두께 1mm는 상층두께 10mm에 비해 변이계수가 최대 8배 정도 높았다. 그러나 관심영역의 크기가 증가하여 일정 크기 이상이 되면 상층두께에 따른 변이계수의 차이는 거의 없었다. 이는 상층두께가 증가할수록 체적소의 크기가 증가하여 촬영조건은 동일하지만 체적소 내의 X선의 집적치가 증가하게 되어 변동률이 감소하기 때문이다. 이 변동률의 감소가 양자반점을 감소시켜 CT 번호 측정의 정밀도를 향상시키게 된다. 또한 관심영역의 크기가 클수록 다양한 CT 번호의 평균화가 가능하므로 정밀도가 향상되게 된다. 피사체의 밀도가 낮을수록 변이계수가 높은 결과를 보여 비교적 밀도가 낮은 병변의 경우 측정된 CT 번호에는 변이가 더 많으리라 예상되며, 따라서 관심영역의 크기를 가능한 크게 설정해야 한다.

각 상층두께에서 일정한 변이계수를 갖는 관심영역의 크기는 상층두께 1mm에서 11mm<sup>2</sup> 이상, 상층두께 3mm에서 5mm<sup>2</sup> 이상, 상층두께 5mm에서 3mm<sup>2</sup> 이상이었으며 상층두께가 10mm인 경우 관심영역의 크기에 상관없이 변이계수가 일정하였다. 이전의 연구에서 Cann은 척추에서 골밀도 측정 시 상층두께가 5mm인 경우 관심영역의 크기가 8cm<sup>2</sup> 이상이 되어야 한다고 했고,<sup>16</sup> Taguchi는 상층두

께 2mm인 경우 관심영역의 크기가 1cm<sup>2</sup> 이상이 되어야 정확한 측정을 할 수 있다고 하였다.<sup>17</sup> 본 연구 결과는 이와 차이를 보였는데 이는 촬영기기와 상층두께, 노출조건, 피사체의 균질도 차이에서 기인한다고 생각된다. 실제 임상에서 본 연구결과를 적용 시 촬영기기와 노출조건에 대한 고려가 필요하고, 조직의 밀도가 균일하지 않은 경우 이의 평균화를 위해 더 큰 관심영역의 크기가 필요하리라 예상된다. 다른 기종의 CT 스캐너로 촬영되었거나 동일한 스캐너로 촬영되었다 할지라도 노출조건이 다르고 촬영 시간이 다른 경우 촬영조건에 따른 CT 번호의 변이를 최소화하기 위해서 기준 모형의 사용과 촬영 전에 스캐너를 보정하는 것이 추천된다. 기준 모형을 이용하여 CT 번호를 보정하는 경우 0.1-3%로 정밀도를 향상시킬 수 있다.<sup>16</sup> 그러나, 기준 모형을 사용하는 경우 환자와 모형 사이에 공기층(air space)이 존재하면 이로 인한 선상오류(streak artifact)가 발생되어 2-3%의 오차가 생길 수 있다.<sup>16</sup> 따라서 기준 모형을 사용하는 경우 환자와 모형 사이에 가능한 한 밀접한 접촉이 이루어지도록 하여야 한다. 시간의 경과에 따른 CT 스캐너 자체의 변이를 줄이기 위해서는 촬영 전 스캐너의 보정이 필요하다. CT 스캐너 보정시 물체의 온도가 CT 번호에 영향을 줄 수 있는데 이는 CT 번호가 물체의 밀도와 연관되고 물체의 밀도는 온도에 따라 달라지기 때문이다. 물은 체온과 실온에서 5.6 HU 만큼 차이가 날 수 있어<sup>31</sup> CT 보정시 온도가 중요한 영향을 끼치게 된다.

결론적으로 균일한 밀도를 갖는 물체라 할지라도 상층두께와 관심영역의 크기에 따라 CT 번호는 달라질 수 있으며 CT 번호 측정의 정밀도에 영향을 준다. 정확한 CT 번호를 측정하기 위해서는 가능한 한 관심영역의 크기를 최대한으로 하여야 하며 관심영역의 크기가 위에서 제시된 최소한의 크기보다 작은 경우 CT 번호는 어느 정도의 변이를 가질 수 있음을 알아야 한다.

## 참 고 문 헌

1. 박수성, 김건상, 이관세, 이용철, 박경진, 김건중. 진단방사선원리. 서울: 도서출판 대학서림; 1985. p. 246-7, p. 476-531.
2. Groell R, Rienmuller R, Schaffler GJ, Portugaller HR, Graif E, Willfurth P. CT number variations due to different image acquisition and reconstruction parameters: a thorax phantom study. Comput Med Imaging Graph 2000; 24: 53-8.
3. Korobkin M, Brodeur FJ, Yutzy GG, et al. Differentiation of adrenal adenomas from nonadenomas using CT attenuation values. AJR Am J Roentgenol 1996; 166: 531-6.
4. Bosniak MA. The current radiological approach to renal cysts. Radiology 1986; 158: 1-10.
5. Bielak LF, Kaufmann RB, Moll PP, McCollough CH, Schwartz RS, Sheedy PF. Small lesions in the heart at electron beam CT: calcification or noise? Radiology 1994; 192: 631-6.
6. Kalender WA, Felsenberg D, Louis O, et al. Reference values for

- trabecular and cortical vertebral bone density in single and dual-energy quantitative computed tomography. *Eur J Radiol* 1989; 9 : 75-80.
7. Reinbold WD, Genant HK, Reiser UJ, Harris ST, Ettinger B. Bone mineral content in early-postmenopausal and postmenopausal osteoporotic women : comparison of measurement methods. *Radiology* 1986; 160 : 469-78.
  8. Maki K. A study about the X-ray CT cephalometrics providing functions as the standard for three-dimensional reconstruction and bone mineral measurement. *J Jpn Orthod Soc* 1988; 47 : 380-93.
  9. Andersson L, Kurof M. CT scan prior to installation of osseointegrated implants in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1987; 16 : 50-5.
  10. Duckmanton NA, Austin BW, Lechner SK, Klineberg IJ. Imaging for predictable maxillary implants. *Int J Prosthodont* 1994; 7 : 77-80.
  11. Kemerink GJ, Lamers RJS, Thelissen GRP, Van Engelshoven JMA. Scanner conformity in CT densitometry of the lungs. *Radiology* 1995; 197 : 749-52.
  12. Levi C, Gray JE, McCullough EC, Hattery RR. The unreliability of CT numbers as absolute values. *AJR Am J Roentgenol* 1982; 139 : 443-7.
  13. McCullough E, Morin RL. CT number variability in thoracic geometry. *AJR Am J Roentgenol* 1982; 139 : 443-7.
  14. Zerhounti EA, Spivey JF, Morgan RH, Leo FP, Stitik FP, Siegelman SS. Factors influencing quantitative CT measurements of solitary pulmonary nodules. *Invest Radiol* 1981; 16 : 337-41.
  15. McCollough CH, Kaufmann RB, Cameron BM, Katz DJ, Sheedy PF, Peyser PA. Electron-Beam CT : Use of a calibration phantom to reduce variability in calcium quantitation. *Radiology* 1995; 196 : 159-65.
  16. Cann CE. Low dose scanning for quantitative spinal mineral analysis. *Radiology* 1981; 140 : 813-5.
  17. Taguchi A, Tanimoto K, Ogawa M, Sunayashiki T, Wada T. Effect of size of region of interest on precision of bone mineral measurements of the mandible by quantitative computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 1991; 20 : 25-9.
  18. Kalender WA, Klotz E, Success C. Vertebral bone mineral analysis : An integrated approach with CT. *Radiology* 1987; 164 : 419-23.
  19. Weissberger MA, Zamenhof RG, Aronow S, Neer RM. Computed tomography scanning for the measurement of bone mineral in the human spine. *J Comput Assist Tomogr* 1978; 2 : 253-362.
  20. Imamura K, Fujii M. Empirical beam hardening correction in the measurement of vertebral bone mineral content by computed tomography. *Radiology* 1981; 138 : 223-6.
  21. Merritt RB, Chenery SG. Quantitative CT measurements : the effect of scatter acceptance and filter characteristics on the EMI 7070. *Phys Med Biol* 1986; 31 : 55-63.
  22. Genant HK, Boyd D. Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. *Invest Radiol* 1977; 12 : 545-51.
  23. Adams JE, Chen SZ, Adams PH, Isherwood I. Measurement of trabecular bone mineral by dual energy computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 1982; 6 : 601-7.
  24. Laval-Jeantet AM, Cann CE, Roger B, Dallant P. A postprocessing dual energy technique for vertebral CT densitometry. *J Comput Assist Tomogr* 1984; 8 : 1164-7.
  25. Laval-Jeantet AM, Roger B, Bouysse S, Bergot C, Mazess RB. Influence of vertebral fat content on quantitative CT density. *Radiology* 1986; 159 : 463-6.
  26. Kalender WA, Perman WH, Vetter JR, Klotz E. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies. *Med Phys* 1986; 13 : 334-9.
  27. Renius WR, Hardy DC. In vivo analysis of single, pre- and postprocessing quantitative CT techniques. *Invest Radiol* 1988; 23 : 42-6.
  28. Cann CE. Quantitative CT for determination of bone mineral density : A review. *Radiology* 1988; 166 : 509-22.
  29. Murayama Y, Wada S, Maeda K. Basic studies on the measurement of bone mineral content of mandible by quantitative computed tomography. *Shigaku-Odontology* 1989; 77 : 618-31.
  30. Matteso SR, Deahl ST, Alder ME, Nummikoski PV. Advanced imaging methods. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996; 7 : 346-95.
  31. Whitehouse RW, Economou G, Adams JE. Influence of temperature on QCT Limitations for mineral densitometry. *J Comput Assist Tomogr* 1993; 17 : 945-51.