



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



**저작자표시.** 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



**비영리.** 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



**변경금지.** 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

의학 석사학위 논문

흉부 전산화 단층 촬영술에서 재구성  
연산방식에 따른 CT 번호의  
변화에 관한 연구

아 주 대 학 교    대 학 원

의 학 과

김 준 호

흉부 전산화 단층 촬영술에서 재구성  
연산방식에 따른 CT 번호의  
변화에 관한 연구

지도 교수 박 경 주

이 논문을 의학 석사학위 논문으로 제출함.

1999 년 12 월

아 주 대 학 교 대 학 원

의 학 과

김 준 호

김준호의 의학 석사학위 논문을 인준함.

심사위원장      박경주    인

심사위원        이이형    인

심사위원        강해진    인

아주대학교 대학원

1999년 12월 27일

## 감 사 의 글

이번 논문이 완성되기까지 연구의 방향을 짚어 주시고 이끌어 주신 박경주 선생님께 감사드립니다. 늘 연구하고 공부하시는 모습을 보여 주셨고 저에게 연구하는 자세와 논문쓰는 방법을 가르쳐 주셨습니다.

대학원 과정동안 주임교수로 격려를 아끼지 않으신 서정호 선생님께 감사드리며 심사위원이 되어 주시고 바쁘신 중에도 논문을 꼼꼼하게 교정해 주신 이이형 선생님, 강해진 선생님께 감사드립니다.

자료수집과 연구과정 동안 도움을 준 동료들과 좋은 충고를 아끼지 않았던 핵의학과 황경훈 선생님 감사합니다.

믿음과 사랑으로 올바른 길로 인도해 주신 부모님과 가족들 그리고 항상 옆에서 용기를 준 예비신부에게 고마움을 전합니다.

1999 년 12 월

著者 김 준 호

## 흉부 전산화 단층 촬영술에서 재구성 연산방식에 따른 CT 번호의 변화에 관한 연구

목적: 최신의 기기를 사용한 흉부 전산화 단층 촬영에서 흉부의 정상조직과 폐 병변의 측정된 농도(Hounsfield Unit)가 다양한 재구성 연산방식에 따라 어떻게 변화하는지 연구하고자 한다.

대상 및 방법: 폐 병변(폐종양; 29 명, 염증성 질환; 21 명)이 있는 50 명의 환자(남자 35 명, 여자 15 명, 30-89 세)를 대상으로 CT HiSpeed Advantage (GE medical system)을 사용하여 조영 증강 흉부 전산화 단층 촬영술을 시행하였고, 병변이 있는 단면에 대하여 연성(soft), 표준(standard), 상세(detail) 및 골(bone) 연산법으로 영상을 재구성하였다.

정상의 폐, 근육, 뼈, 혈관, 종격동 부위와 폐 병변 부위에 대하여 같은 위치에서 관심영역(region of interest; ROI)의 크기를  $50 \text{ mm}^2$  이하,  $200 \text{ mm}^2$  내외,  $350 \text{ mm}^2$  이상으로 변화 시키면서 관심영역 농도의 평균값과 표준편차를 측정하였고 이들 각각의 재구성 연산간의 차이를 비교하고 일원배치 분산분석(one-way ANOVA)을 이용

하여 통계학적 분석을 하였다.

결과: 각 재구성 연산방식의 영상에서 측정된 관심영역 평균값의 최대 차이는 근육, 뼈, 혈관, 종격동의 정상 조직과 병변 부위에서 관심영역이  $50 \text{ mm}^2$  이하일 경우 각각  $2.1 \pm 2.1$ (평균 $\pm$ 표준편차),  $0.8 \pm 0.6$ ,  $1.5 \pm 1.3$ ,  $1.0 \pm 2.0$ ,  $1.1 \pm 0.7$  및  $0.9 \pm 1.0$  이었고, 관심영역이  $200 \text{ mm}^2$  내의일 경우  $1.7 \pm 0.7$ ,  $0.6 \pm 0.4$ ,  $1.3 \pm 1.5$ ,  $0.8 \pm 1.9$ ,  $0.8 \pm 0.6$  및  $0.7 \pm 1.2$  로 계산되었으며, 관심영역이  $350 \text{ mm}^2$  이상일 경우는  $1.7 \pm 0.6$ ,  $0.5 \pm 0.4$ ,  $1.4 \pm 1.4$ ,  $0.6 \pm 1.7$ ,  $0.8 \pm 1.2$  및  $0.7 \pm 1.2$  로 재구성 연산방법에 따라 차이가 극히 작았고, 정상 조직 및 병변 부위에서 측정된 관심영역 평균값의 평균은 각 재구성 연산방식에 따라 통계학적으로 의미있는 차이가 없었다( $p=1.000$ ).

측정된 관심영역 표준편차는 골 연산법에서 다른 방식보다 높았다.

결론: 흉부 정상 조직 및 병변 부위에서 측정된 농도의 관심영역 평균값은 재구성 연산 방식에 따라 의미있는 차이가 없으므로 최신의 전산화 단층 촬영 기기를 이용하였을 때 서로 다른 재구성 연산간에 관심영역 평균값에 대한 농도계측의 비교가 가능하리라고 생각된다.

---

색인단어: 전산화단층촬영술, 재구성연산, 농도계측, 폐결절

# 차 례

논문 인준서	-----	i
감사의 글	-----	ii
국문 요약	-----	iii
차례	-----	v
그림 차례	-----	vi
표 차례	-----	vii
I. 서 론	-----	1
II. 재료 및 방법	-----	3
A. 연구 대상	-----	3
B. CT촬영 및 농도 측정	-----	4
C. 자료 분석	-----	6
III. 결 과	-----	7
IV. 고 찰	-----	19
V. 결 론	-----	26
참고 문헌	-----	27
영문 요약	-----	32



## 그림 차례

Fig. 1. Examples of CT images reconstructed with 4 different algorithms in 73 year-old man with lung cancer in left upper lobe.	5
Fig. 2. Axial CT image through carina in 47 year-old man with lung cancer in left upper lobe.	6
Fig. 3. Variations of Mean values of maximum change of measured mean CT numbers (HU) according to variation of reconstruction algorithms with use of various ROI sizes.	14
Fig. 4. Variations of mean values of standard deviation of CT numbers in ROI (all sizes) according to different reconstruction algorithms.	18

## 표 차 례

Table 1. Measured mean CT Numbers (HU) of lung lesions using 3 different sizes of region of interest (ROI) in CT images of 50 patients reconstructed with 4 different algorithms	8, 9
Table 2. Variations of mean CT Numbers (HU) of normal thoracic tissues according to different reconstruction algorithms measured with ROI less than 50 mm <sup>2</sup> (n=50)	10
Table 3. Variations of mean CT Numbers (HU) of normal thoracic tissues according to different reconstruction algorithms measured with ROI about 250 mm <sup>2</sup> (n=50)	11
Table 4. Variations of mean CT Numbers (HU) of normal thoracic tissues according to different reconstruction algorithms measured with ROI more than 300 mm <sup>2</sup> (n=50)	12
Table 5. Maximum difference of measured mean HU among various reconstruction algorithms	13
Table 6. Variations of standard deviations of CT numbers (HU) in ROI (less than 50 mm <sup>2</sup> ) according to different reconstruction algorithms (n=50)	15

**Table 7. Variations of standard deviations of CT numbers (HU) in ROI (about 250 mm<sup>2</sup>) according to different reconstruction algorithms (n=50)**

----- 16

**Table 8. Variations of standard deviations of CT numbers (HU) in ROI (more than 300 mm<sup>2</sup>) according to different reconstruction algorithms (n=50)**

----- 17

# I. 서론

전산화 단층 촬영술은 인체의 횡단면을 영상으로 보여줄 뿐만 아니라 영상화 된 조직의 상대적 X-선 감쇄계수(Hounsfield Unit; HU, CT 번호)를 수치로 나타내 줌으로써 조직의 구성성분에 대한 보다 정확한 정보를 제공하고 영상진단에 많은 도움을 주고 있다<sup>1-5</sup>.

즉, 전산화 단층 촬영 영상에서 급성 출혈에 의한 혈괴와 석회화 병변은 모두 증가 음영으로서 밝게 나타나기 때문에 전산화 단층 촬영 영상만으로는 이들의 감별이 어려운 경우가 있으나, CT 번호를 측정하면 혈괴의 CT 번호는 60-80 HU 인 반면, 석회화 병변의 CT 번호는 대부분 200 HU 이상을 나타내기 때문에 용이하게 감별할 수가 있다. 이외에도 흉부 CT 에서 CT 번호는 폐 결절의 농도측정으로 석회화의 유무와 조영증강 정도를 봄으로써 병변의 감별진단에 도움을 주며, 폐기종의 정량화(quantification)를 위하여 폐 실질의 농도 측정에도 이용된다.

그러나 CT 번호는 조직의 절대적 감쇄계수가 아니라 물을 기준으로 설정하였을 때 각 조직의 상대적인 감쇄율을 수치로 나타낸 것이며, 이것은 여러 가지 요인에 의하여 변할 수 있으므로 조직의 특성화에 있어서나 절대적 수치로서의 의미에 많은 문제점이 있고 CT 번호에 대한 지나친 의존과 신뢰는 오히려 진단에 오진을 범

할 수 있다.

CT 번호에 영향을 미치는 요인으로는 kVp, mA, 절편두께(slice thickness)와 재구성 연산방식(reconstruction algorithm)이 있고, 이 중에서 재구성 연산방식이 가장 중요한 요소로 작용한다<sup>6,7</sup>. 흉부 전산화 단층 촬영에서는 폐실질을 관찰하기 위하여 골 연산법(bone algorithm)이 사용되고 또한 종격동을 위해서 표준 연산법(standard algorithm)을 사용하는 등 다양한 재구성 연산이 사용되고 있지만 일부 보고에 의하면 각 재구성 연산 유형에 따라 CT 번호에 차이가 있어 재구성 연산 유형간에 측정된 농도의 비교가 불가능하다고 알려져 왔다<sup>8,9</sup>. 그러나 이러한 지금까지의 연구는 결절의 농도계측(nodule densitometry)에서 석회화의 검출을 위하여 최고값을 찾아내는 것이었고, 관심영역의 평균농도(mean density)가 어떻게 재구성 연산방식에 따라 변화하는지는 잘 알려져 있지 않다.

적용되는 전산화 단층 촬영 기기의 종류도 CT 번호에 영향을 줄 수 있으나 기기의 발달로 CT 번호에 영향을 미치는 요인들이 감소하고 있고, 최신의 전산화 단층 촬영 기기에서 재구성 연산 유형이 CT 번호에 대하여 미치는 영향도 변화가 있으리라고 기대된다. 이에 본 연구에서는 최신의 전산화 단층 촬영 기기를 사용하여 흉부의 정상조직과 병변에서 측정된 CT 번호가 다양한 재구성 연산방식에 따라 어떻게 변화하는지 연구하고자 한다.

## II. 재료 및 방법

### A. 연구 대상

본 연구는 1999년 1월부터 4월까지 폐 병변이 의심되어 내원하여 흉부 전산화 단층 촬영술을 시행하고 흉부 병변이 관찰된 50 명의 환자를 선택하여 전향적으로 연구를 시행하였다. 환자의 연령분포는 30 세에서 89 세까지이었고(평균 58 세) 남자가 35 명, 여자가 15 명이었다.

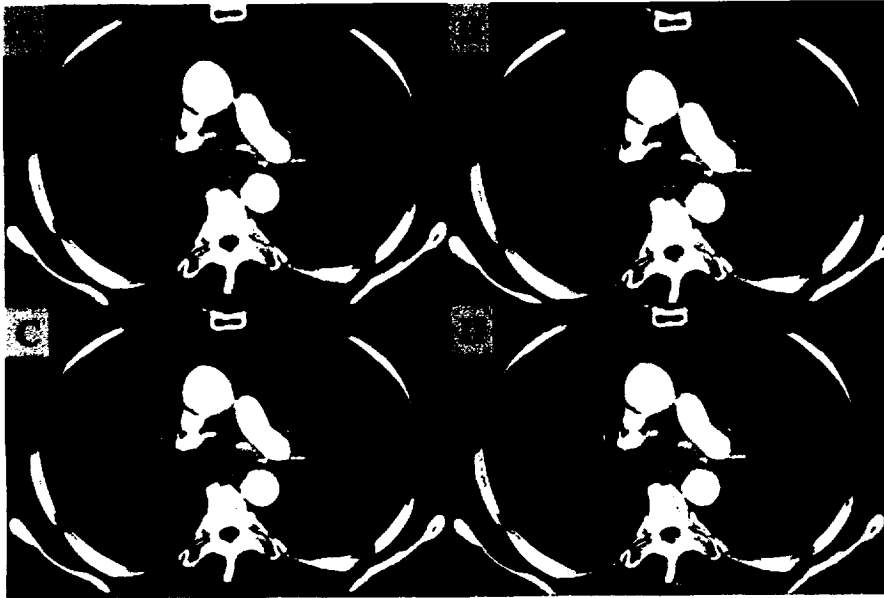
총 50 예의 폐 병변은 원발성 폐암 21 예(비소세포성 폐암 18 예, 소세포성 폐암 3 예), 전이성 폐암 3 예, 림프종 2 예, 식도암 1 예, 신경원성 종양 1 예, 과오종 1 예, 폐결핵 9 예, 폐렴 3 예, 국한성 흉막삼출(loculated pleural effusion) 4 예, 진행성 대량 섬유화(progressive massive fibrosis) 2 예, 방사선 섬유증(radiation fibrosis) 1 예, 무기폐 1 예, 점액상 감입(mucoïd impaction) 1 예이었고, 총 50 예 중에서 조직학적으로 증명된 경우는 원발성 폐암 21 예, 전이성 폐암 3 예, 림프종 2 예, 식도암 1 예, 신경원성 종양 1 예를 포함한 28 예였으며, 나머지의 경우는 임상학적 및 방사선학적 소견으로 진단되었다.

병변의 크기는 1.5 - 11.5 cm 로 분포하였고 평균 4.5cm 이었다.

## B. CT 촬영 및 농도 측정

전산화 단층 촬영 기기는 CT HiSpeed Advantage (GE medical system, Milwaukee, WI)를 사용하고 영상변수는 120 kVp, 150 mA, pitch 1:1 로 일정하게 유지하며 흡기 상태에서 스캔을 시행하였다. 병변부위에서 3-7 mm 의 절편두께로 조영 증강전 스캔을 얻고, 비이온성 저삼투압성 요오드화 조영제(Iomeron 300, Bracco S.p.A, Milano, Italy) 70 cc 와 생리식염수 50 cc 의 혼합액 120 cc 를 동력 주입기로 3 mL/sec 의 속도로 주입하고 주입 개시 25 초 후에 조영 증강 스캔을 폐첨부에서 폐기저부까지 시행하였으며 주입 개시 50 초 후에 병변부위에 대하여 지연 조영 증강 스캔을 하였다. 영상 영역(field of view; FOV)은 34 cm 이었고 행렬(matrix)은 512 × 512 의 영상을 얻고 종격동을 보기 위한 영상은 창중심(window level)과 창간격(window width)을 각각 10 HU 과 378 HU, 폐를 보기 위한 영상은 창중심과 창간격을 각각 -700 HU 과 1500 HU 으로 하여 얻었다. 인공물이 없는 병변의 증상에 가까운 하나의 단면을 선택하여 연성(soft), 표준(standard), 상세(detail) 및 골(bone) 연산법의 4 가지로 영상을 재구성하였다 (Fig. 1.).

CT 번호의 측정은 한 명의 검사자가 모니터 화면에서 직접 측정하였으며 다양한 범위의 CT 번호에 대한 영향을 보기위하여 정상의 폐, 근육, 뼈, 혈관, 종격동 부위와 병변 부위에서 농도측정을 시행하였다.



**Fig. 1. Examples of CT images reconstructed with 4 different algorithms in 73 year-old man with lung cancer in left upper lobe: soft (A), standard (B), detail (C), and bone (D) algorithms.**

정상의 폐조직은 병변 반대측의 건측 폐를 사용하였고 폐의 가장자리에서 폐열(fissure)을 피해서 측정하였다. 정상의 근육은 천극근(erector spinae)이나 극상근(supraspinatus), 극하근(infraspinatus)에서, 뼈는 척추체의 중앙에서 측정하였으며, 혈관은 상행대동맥에서, 종격동 부위는 심장, 대혈관, 기관 등을 피해서 이질적인 조직에서 측정하였다. 병변은 관심영역 350 mm<sup>2</sup>을 포함할 수 있는 크기의 부위를 택하였다. 병변내에서 공기나 석회화가 있는 부위는 가능한 한 피하였으나 관심영역 내에 공기가 포함된 경우가 5 예 있었고, 1 예에서 석회화가 있었다.



관심영역은 원형으로 크기는  $50 \text{ mm}^2$  이하,  $200 \text{ mm}^2$  내외,  $350 \text{ mm}^2$  이상의 3 가지를 사용하여 대상조직의 중앙에서, 각 재구성 연산 영상의 동일한 위치에서 관심영역 평균값과 표준편차를 얻었다(Fig. 2).



**Fig. 2.** Axial CT image through carina in 47 year-old man with lung cancer in left upper lobe shows six ROIs for measurement of densities of lung lesion (1), vessel (2), lung (3), muscle (4), bone (5), and mediastinum (6).

### C. 자료 분석

각 재구성 연산방식을 사용한 4 가지 영상의 5 개 정상조직 및 병변에서 측정된 관심영역 평균값의 평균 및 표준편차 차이를 비교하였고 각 조직에서 관심영역 크기별로 연산방식 간에 관심영역 평균값의 최대값과 최소값의 차이를 비교하였다. 통계처리는 SPSS for Windows®의 프로그램을 이용하여 일원배치 분산분석(one-way ANOVA)을 사용하였다.

### III. 결 과

4 종류의 재구성 연산을 사용한 영상에서 측정된 병변부위의 관심영역 평균값은 표 1 과 같다. 관심영역 평균값의 50 예에서의 평균은 연성 및 표준 연산법에서 가장 낮았으며(평균±표준편차:  $34.2\pm 34.2$  HU), 상세( $34.4\pm 34.2$  HU), 골 연산법( $34.5\pm 34.1$  HU) 순으로 높았고 골 연산법에서 관심영역의 크기에 관계없이 가장 높게 측정되었다. 5 개의 정상 조직에서 측정된 관심영역 평균값에 대한 50 예의 평균 및 표준편차는 표 2, 3, 4 와 같다. 측정된 관심영역 평균값은 골 연산법에서 가장 높게 계산되었다. 그러나 각각의 정상 조직에서 다양한 재구성 연산간에 측정된 관심영역 평균값의 평균 및 표준편차는 통계학적으로 차이는 없었다( $p=1.000$ ).

각 조직에서 다양한 재구성 연산간의 측정된 관심영역 평균값의 최대차이의 평균은 병변의 경우 관심영역이  $50\text{ mm}^2$  이하에서 0.9 HU,  $200\text{ mm}^2$  내외에서 0.7 HU,  $350\text{ mm}^2$  이상에서 0.7 HU 로 최대차이는 1 HU 이하이었고 관심영역이 작을수록 차이가 컸으며, 정상 조직에서는 근육이나 혈관 조직보다 폐나 뼈 조직에서 차이가 컸으나 최대 차이는 2.1 HU 이하이었고 통계학적 의의는 없었다( $p=1.000$ )(Table 5, Fig. 3.).

**Table 1. Measured mean CT Numbers (HU) of lung lesions using 3 different sizes of region of interest (ROI) in CT images of 50 patients reconstructed with 4 different algorithms**

Patient's Number	Measured mean CT Number of lung leslon (HU)											
	ROI less than 50 mm <sup>2</sup>				ROI about 200 mm <sup>2</sup>				ROI more than 350 mm <sup>2</sup>			
	soft	standard	detail	bone	soft	standard	detail	bone	soft	standard	detail	bone
1	42.7	42.6	42.6	42.9	45.0	45.0	45.1	45.2	46.0	46.0	46.1	46.2
2	37.8	37.7	37.4	38.0	42.3	41.5	41.6	42.2	44.7	44.6	44.8	45.1
3	40.2	40.0	40.4	39.7	27.2	27.2	27.5	27.2	2.3	2.3	2.5	2.3
4	19.0	18.8	19.0	18.0	18.6	18.6	18.6	19.0	19.2	19.1	19.0	19.7
5	4.1	4.1	4.3	4.9	5.1	5.1	5.2	5.3	5.5	5.4	5.6	5.8
6	50.5	50.5	50.5	50.5	51.9	51.8	51.9	51.7	51.5	51.4	51.5	51.5
7	48.1	48.0	48.0	47.2	43.8	43.8	43.7	43.5	43.9	43.9	43.8	43.8
8	16.8	16.8	16.6	16.7	21.6	21.8	21.6	21.7	26.9	27.1	27.0	26.9
9	42.2	42.1	42.3	43.1	46.4	46.3	46.3	46.7	49.4	49.3	49.4	49.8
10	37.6	37.7	37.5	37.1	41.1	41.1	40.9	40.3	47.0	47.1	46.9	46.6
11	39.1	38.9	44.1	45.0	39.1	38.9	45.6	46.3	38.9	38.9	45.8	46.5
12	2.4	2.2	1.7	1.6	4.9	4.9	4.6	4.4	5.6	5.7	5.4	5.5
13	41.0	40.8	40.5	40.8	47.4	47.4	47.5	49.3	47.3	47.3	47.2	48.5
14	18.9	18.6	18.9	18.9	23.5	23.4	23.6	23.2	26.1	26.1	26.2	25.8
15	2.9	2.8	2.8	2.9	3.0	3.0	3.1	3.3	4.2	4.2	4.2	4.4
16	45.3	45.2	45.2	45.1	48.3	48.3	48.3	48.3	49.5	49.4	49.6	49.6
17	35.2	35.4	35.2	35.1	38.4	38.5	38.4	38.2	37.4	37.4	37.3	37.0
18	66.6	6.3	66.4	65.1	65.8	65.9	65.7	64.4	65.7	65.8	65.5	64.4
19	55.7	55.7	55.7	55.6	57.3	57.3	57.3	57.4	58.1	58.1	58.2	58.2
20	87.6	87.5	87.2	87.5	77.0	77.0	76.8	77.3	74.3	74.3	74.1	74.6
21	6.1	5.8	5.4	5.3	28.8	28.8	28.6	29.2	31.7	31.8	31.7	32.3
22	55.4	55.6	55.8	55.3	56.0	56.0	56.0	55.6	57.4	57.5	57.5	57.4
23	-7.9	-8.0	-8.1	-9.0	-10.6	-10.8	-10.7	-11.1	-11.5	-11.6	-11.5	-11.7
24	33.9	33.5	33.6	33.2	29.2	29.2	29.3	29.4	6.4	6.9	6.9	8.0

Patient's Number	Measured mean CT Number of lung lesion (HU)											
	ROI less than 50 mm <sup>2</sup>				ROI about 200 mm <sup>2</sup>				ROI more than 350 mm <sup>2</sup>			
	soft	standard	detail	bone	soft	standard	detail	bone	soft	standard	detail	bone
25	-10.4	-10.3	-10.1	-10.2	-18.6	-18.6	-18.5	-18.5	-34.9	-34.7	-34.6	-34.0
26	56.2	55.9	55.7	55.8	52.6	52.4	52.4	52.3	50.0	49.9	49.8	49.9
27	-4.3	-4.4	-4.6	-4.5	-3.0	-3.0	-3.3	-3.2	-3.3	-3.3	-3.6	-3.3
28	162.7	162.5	162.4	164.0	171.2	171.1	171.1	171.6	165.3	165.2	165.1	165.6
29	28.7	28.6	28.7	28.8	30.5	30.5	30.6	30.7	33.2	33.2	33.3	33.6
30	50.4	50.8	51.2	51.4	23.4	23.8	24.0	24.6	-16.9	-16.5	-16.1	-15.4
31	82.6	82.7	82.7	82.0	83.6	83.7	83.7	83.5	81.4	81.5	81.6	81.5
32	-7.6	-7.7	-7.7	-7.5	-31.8	-31.7	-31.7	-31.5	-36.4	-36.3	-36.3	-36.0
33	31.4	31.2	31.0	30.6	36.0	35.9	35.7	35.4	37.9	37.8	37.7	37.5
34	21.5	21.5	21.7	20.6	26.0	26.0	26.3	26.0	27.7	27.6	28.0	27.7
35	134.9	135.1	135.2	134.4	120.3	120.4	120.5	120.3	104.5	104.7	104.7	104.8
36	46.9	47.0	46.9	47.2	39.1	39.0	38.8	38.5	37.1	37.0	36.8	36.6
37	21.1	21.1	21.9	21.3	12.7	125.0	13.0	12.9	8.7	8.7	9.1	8.9
38	50.5	50.1	50.2	51.2	54.0	53.9	53.9	54.5	47.1	47.2	47.2	47.7
39	-2.1	-2.1	0.6	0.0	-1.0	-0.7	1.0	1.0	-1.2	-1.1	0.4	0.0
40	16.9	16.5	16.4	16.7	22.5	22.3	22.3	22.2	19.2	19.2	19.1	19.4
41	54.0	54.1	54.1	56.7	18.2	18.6	18.5	21.9	-55.1	-54.6	-54.7	-51.2
42	63.6	63.7	63.8	64.4	62.4	62.4	62.3	62.1	62.1	62.1	61.9	61.7
43	43.6	43.8	43.6	43.5	41.8	41.8	41.7	42.2	40.2	40.1	40.1	40.7
44	24.8	24.9	25.1	25.1	25.3	25.5	25.7	25.6	25.5	25.6	25.7	25.4
45	55.1	55.2	54.9	54.6	53.6	53.8	53.5	53.5	52.0	52.2	52.0	52.0
46	3.5	3.3	2.9	2.8	2.6	2.4	2.2	1.8	3.7	3.5	3.3	3.3
47	5.7	6.0	5.6	6.6	6.5	6.6	6.2	6.7	4.7	4.9	4.6	5.4
48	11.3	11.3	11.1	11.8	1.5	1.5	1.4	2.2	-9.3	-9.4	-9.5	-8.7
49	40.7	40.8	40.9	41.5	39.4	39.5	39.6	40.0	39.7	39.7	39.8	40.1
50	48.1	48.3	48.1	51.0	31.9	32.0	31.9	33.4	18.6	18.7	18.6	19.5

Table 2. Variations of mean CT Numbers (HU) of normal thoracic tissues according to different reconstruction algorithms measured with ROI less than 50 mm<sup>2</sup> (n=50)

Algorithm	mean CT Number (mean ± SD)				
	Lung	Muscle	Bone	Vessel	Mediastinum
soft	-784.4 ± 67.1	40.1 ± 21.3	186.0 ± 52.9	153.3 ± 41.0	25.6 ± 70.6
standard	-784.6 ± 67.1	40.0 ± 21.6	186.1 ± 53.0	153.3 ± 41.0	25.7 ± 70.7
detail	-784.5 ± 67.7	40.2 ± 21.3	186.1 ± 52.8	153.5 ± 40.6	25.8 ± 70.8
bone	-783.0 ± 67.8	40.4 ± 21.4	186.9 ± 52.7	153.5 ± 40.5	25.7 ± 71.0

SD; standard deviation

Table 3. Variations of mean CT Numbers (HU) of normal thoracic tissues according to different reconstruction algorithms measured with ROI about 200 mm<sup>2</sup> (n=50)

Algorithm	mean CT Number (mean ± SD)				
	Lung	Muscle	Bone	Vessel	Mediastinum
soft	-781.8 ± 65.8	40.1 ± 18.4	178.4 ± 51.2	153.2 ± 41.4	28.1 ± 62.9
standard	-781.9 ± 65.8	40.2 ± 18.3	178.3 ± 51.2	153.2 ± 41.4	28.2 ± 62.9
detail	-782.0 ± 66.0	40.2 ± 18.3	178.3 ± 51.1	153.4 ± 41.0	28.2 ± 62.9
bone	-780.4 ± 65.9	40.3 ± 18.3	179.1 ± 50.8	153.5 ± 41.0	28.2 ± 63.0

SD; standard deviation

Table 4. Variations of mean CT Numbers (HU) of normal thoracic tissues according to different reconstruction algorithms measured with ROI more than 350 mm<sup>2</sup> (n=50)

Algorithm	mean CT Number (mean ± SD)				
	Lung	Muscle	Bone	Vessel	Mediastinum
soft	-779.1 ± 66.4	40.0 ± 17.3	186.2 ± 53.1	152.2 ± 41.7	28.4 ± 67.5
standard	-779.2 ± 66.4	40.0 ± 17.2	186.1 ± 53.2	152.3 ± 41.7	28.5 ± 67.5
detail	-779.4 ± 66.5	40.0 ± 17.2	186.2 ± 53.0	152.5 ± 41.3	28.3 ± 67.5
bone	-777.7 ± 66.4	40.1 ± 17.0	186.8 ± 52.9	152.5 ± 41.2	28.4 ± 67.6

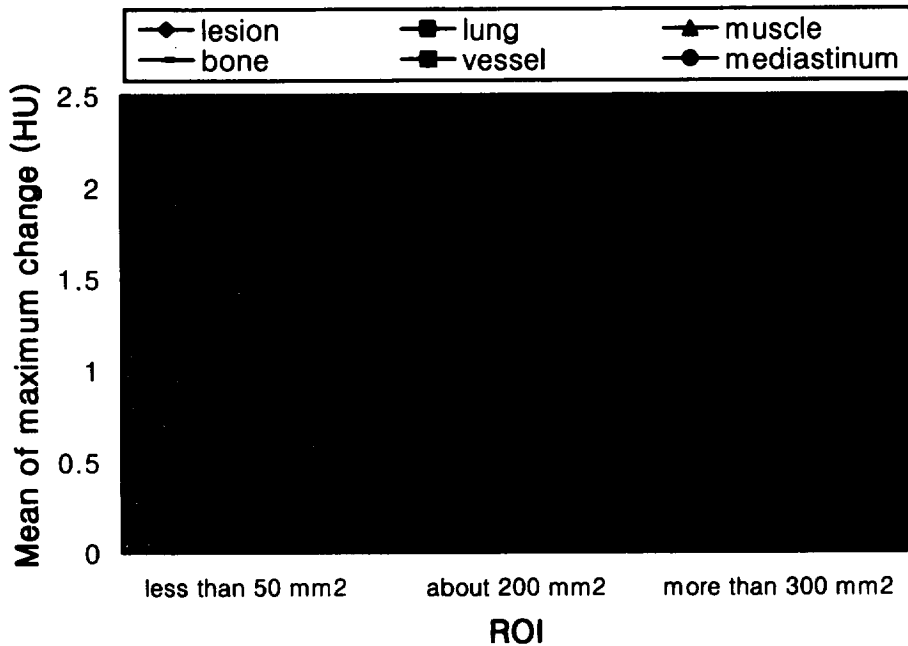
SD; standard deviation

Table 5. Maximum changes of measured mean CT numbers (HU) with variation of reconstruction algorithms in 50 patients

Size of ROI	Maximum changes of CT numbers (mean $\pm$ SD) in 50 patients					
	Lesion	Lung	Muscle	Bone	Vessel	Mediastinum
less than 50mm <sup>2</sup>	0.9 $\pm$ 1.0	2.1 $\pm$ 2.1	0.8 $\pm$ 0.5	1.5 $\pm$ 1.3	1.0 $\pm$ 2.0	1.1 $\pm$ 0.7
about 200 mm <sup>2</sup>	0.7 $\pm$ 1.2	1.7 $\pm$ 0.7	0.6 $\pm$ 0.4	1.3 $\pm$ 1.5	0.8 $\pm$ 1.9	0.8 $\pm$ 0.6
more than 350 mm <sup>2</sup>	0.7 $\pm$ 1.2	1.7 $\pm$ 0.6	0.5 $\pm$ 0.4	1.4 $\pm$ 1.4	0.6 $\pm$ 1.7	0.8 $\pm$ 1.2

SD; standard deviation





**Fig. 3. Variations of Mean values of maximum change of measured mean CT numbers (HU) according to variation of reconstruction algorithms with use of various ROI sizes.**

다양한 재구성 연산간의 측정된 관심영역 표준편차는 병변부위의 경우 연성 연산법 18.1 HU, 표준 연산법 19.3 HU, 상세 연산법 20.5 HU, 골 연산법 29.0 HU 이었으며 관심영역의 크기에 관계없이 연성 연산법에서 가장 낮았고 표준, 상세 순이었다. 측정된 관심영역 표준편차는 다른 재구성 연산보다 골 연산법에서 평균 8.5 HU 만큼 높게 측정되었다(Table 6-8, Fig. 4).

Table 6. Variations of standard deviations of CT numbers (HU) in ROI (less than 50 mm<sup>2</sup>) according to different reconstruction algorithms (n=50)

Algorithm	Standard deviation of CT numbers (HU) in ROI (mean ± SD)					
	Lesion	Lung	Muscle	Bone	Vessel	Mediastinum
soft	12.2±10.9	31.5±17.9	14.7±10.0	25.9±9.3	7.9± 4.0	28.4 ± 26.3
standard	13.2±11.2	33.2±18.4	16.2±10.2	28.2±9.6	9.2± 4.2	29.4± 26.8
detail	14.8±10.8	33.3±18.6	17.5±9.9	29.8 ± 9.8	10.4 ± 4.3	30.1± 26.8
bone	23.9±11.4	40.8±19.3	27.8±10.2	43.6 ± 12.3	19.4 ± 6.3	36.4 ± 27.1

SD; standard deviation

Table 7. Variations of standard deviations of CT numbers (HU) in ROI (about 200 mm<sup>2</sup>) according to different reconstruction algorithms (n=50)

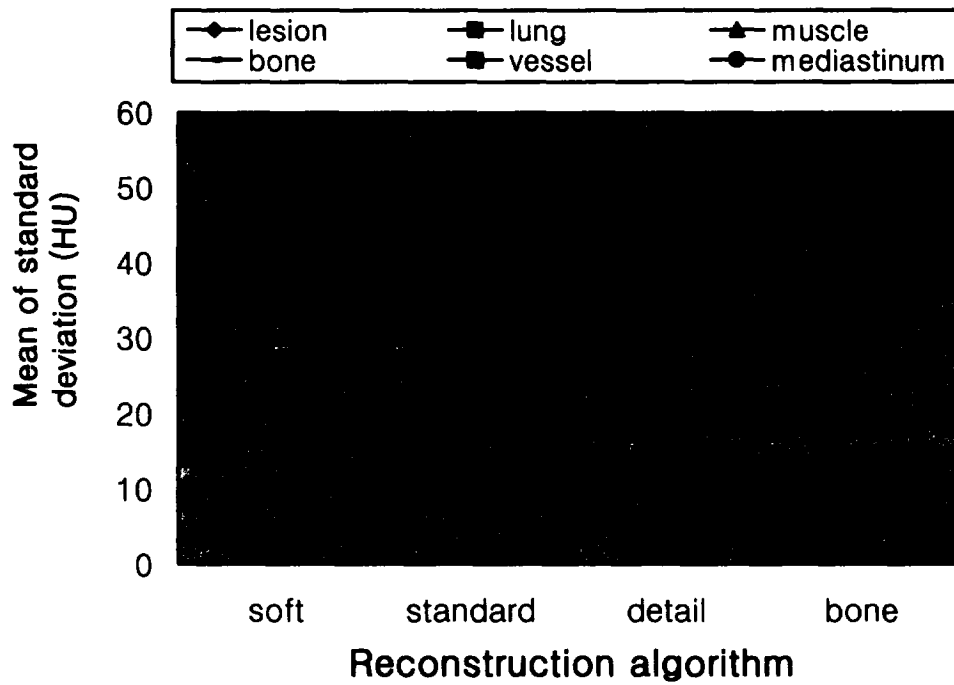
Algorithm	Standard deviation of CT numbers (HU) in ROI (mean ± SD)					
	Lesion	Lung	Muscle	Bone	Vessel	Mediastinum
soft	17.9±15.6	36.3±13.7	17.2±9.1	33.0±9.5	10.1±4.6	50.5±34.3
standard	19.2±15.5	38.0±14.0	18.6±9.1	35.1±9.7	11.2±4.7	51.5±34.8
detail	20.2±15.2	38.5±13.7	19.7±9.0	36.5±10.0	12.1±4.7	52.0±34.9
bone	28.6±14.0	45.2±14.3	29.1±9.3	48.3±11.9	20.6±6.6	56.8±35.2

SD; standard deviation

Table 8. Variations of standard deviations of CT numbers (HU) in ROI (more than 350 mm<sup>2</sup>) according to different reconstruction algorithms (n=50)

Algorithm	Standard deviation of CT numbers (HU) in ROI (mean ± SD)					
	Lesion	Lung	Muscle	Bone	Vessel	Mediastinum
soft	24.3±25.7	39.7±10.1	20.2±11.5	43.6±13.9	11.9±5.6	68.3±48.6
standard	25.5±25.5	41.3±10.2	21.5±11.6	45.5±14.2	12.9±5.6	68.6±49.3
detail	26.5±25.2	41.9±10.2	22.5±11.7	46.8±14.5	13.7±5.6	69.2±49.4
bone	34.5±23.3	48.3±10.6	31.4±12.4	57.5±16.0	21.5±6.8	74.5±50.6

SD; standard deviation



**Fig. 4. Variations of mean values of standard deviation of CT numbers in ROI (all sizes) according to different reconstruction algorithms.**

## IV. 고 찰

80년대 초에 폐 결절의 CT 농도 측정을 통하여 석회화의 유무를 파악하고 양성 및 악성 결절의 감별진단을 시도하기 위한 많은 연구가 있었다. Siegelman<sup>10</sup> 등은 164 HU를 역치로 하였을 때 민감도 100%, 특이도 72%로 악성과 양성의 감별진단이 이루어진다고 하였다. Proto와 Thomas<sup>11</sup>는 177예의 폐 결절 연구로 이러한 결과를 확인하였다. McCullough, Morin<sup>12</sup> 및 Levi<sup>13</sup> 등은 CT 번호가 각 기기나, 촬영방법, 결절의 위치 등에 따라 중대한 영향을 받기 때문에 일정한 기준의 CT 번호를 석회화 검출에 적용하기가 어렵다고 하였고, Zerhouni<sup>14</sup> 등은 이러한 CT 농도계측에서의 기술적 문제를 극복하기 위하여 기준모형(phantom reference)을 이용한 폐 결절의 표준화된 정량분석이 가능하다고 하였으나 흉곽 내에서의 이용 가능성이 입증되지 않아서 최근에는 기준모형을 이용한 농도계측에 의한 병변의 감별진단이 자주 사용되지 않는다.

이러한 연구들은 폐 결절에서 석회화의 정량화를 통하여 양성 및 악성 종양을 감별하려고 하였으며 석회화의 유무를 알기 위하여 결절 농도의 최고값을 찾아내는 것이었다. 최근 컴퓨터 전신 촬영을 이용한 폐 결절의 감별진단에는 조영 증강의 정도를 정량화하는 방법이 이용되고 있고 결절농도의 최고값이 아닌 관심영역의 평균값 농도가 비교에 이용되나 이에 대한 각 연산방법의 영향은 잘 알려져 있지 않

다.

Swensen 등의 보고에 의하면 악성 병변은 평균 40 HU 의 조영 증강을 보이고 양성 병변은 평균 12 HU 의 조영 증강을 보여 20 HU 를 역치로 정할 경우 양성과 악성을 구분할 수 있다고 하였으며<sup>15</sup>, Yamashita 등은 역동적 컴퓨터 촬영술에서 20-60 HU 의 최대 조영 증강이 악성 병변의 좋은 지표라고 하였다<sup>16</sup>. 폐기종의 정량화를 위한 폐 실질의 농도 측정을 위해서도 CT 진단 과정에서 CT 번호의 측정 은 빈번히 사용되며 Müller 등은 고해상 전산화 단층 촬영술에서 -910 HU 또는 -950 HU 이하의 폐 용적이 기종의 정도와 관계가 깊다고 하였고 그 진단적 가치는 이미 높게 평가되었다<sup>17-19</sup>.

흉곽내 결절의 CT 번호를 측정하는데는 기술적으로 복잡한 요소들이 작용하며 측정치는 기기마다 차이가 있고, 같은 기기 내에서도 검사마다 다를 수 있다. CT 번호에 영향을 주는 요인은 사용되는 CT 기기, kVp, mA, 절편두께, 재구성 연산방식, 폐 결절 주변매질의 영향, 위치변화(positional variation) 등이 포함된다. 이러한 매개 변수(parameter)들은 기술의 발달로 최신의 CT 기기에서 그 영향이 현격하게 감소하였다. 그러나 흉부 전산화 단층 촬영에서는 폐 실질을 관찰하기 위하여 골 연산법(bone algorithm)이 사용되고 또한 종격동을 위해서 표준 연산법(standard algorithm)을 사용하는 등 다양한 재구성 연산방식이 사용되고 있지만 일부 보고에 의하면

각 재구성 연산 유형에 따라 CT 번호에 차이가 있어 재구성 연산 유형간에 측정된 농도의 비교가 불가능하다고 한다<sup>20,21</sup>.

재구성 연산방식은 CT 번호에 영향을 주는 중요한 요인의 하나이며 조직모형 (tissue phantom)에서 CT 번호는 재구성 연산방식이나 결절의 크기와 무관하나 공기나 흉부 모형(chest phantom)에서는 실제 CT 번호, 분포, 대상의 크기에 따라 CT 번호가 다르게 측정된다.

연산방식(algorithm)은 촬영대상을 통과한 X-선이 여러 각도에서 검출기(detector)에 측정되고, 이를 농도 분포로 이루어진 CT 영상으로 재구성하는 수학적 방법으로서, 최신의 전산화 단층 촬영기기는 영상 재구성 방법으로 여과 역투사(filtered back projection)를 사용한다. 이 방법은 각각의 사진(view)이나 투사를 사인과 코사인(sine & cosine) 기능의 적당한 계수(coefficient)로 분해하는 공간 주파 여과과정(spatial frequency filtration process)을 거친 후 영상(image plane)으로 역투사(back projection)된다. 이러한 수학적 변환의 정렬은 Fourier 에 의해 처음 소개되었다.

콜 연산법의 여과 기능 방정식은 대상의 투사시 농도의 공간적 변화가 적을 때 잘 수행된다. 주사한 물질의 농도에 변화가 심하면 인공물(artifact)이 생기며 이러한 인공물 중의 하나가 “overshoot-undershoot” 인공물이고 농도 변화의 면적에 의하여



영향을 받는다.

단일 폐 결절의 가장자리에서 주변 폐와 결절의 경계부위에 농도의 급격한 변화가 있고 고농도측의 CT 번호는 과대 평가되고 저농도측은 과소 평가된다. 이러한 효과는 CT 재구성 연산방식에서 수학적 변환의 내인적 요소 때문이며 골 연산법을 적용하였을 때 폐 결절의 가장자리에서 약 9%의 농도 차이가 생기나 smooth algorithm 에서는 관찰되지 않는다<sup>20</sup>. 이러한 현상은 낮은 해상력을 개선하여 신호 대 잡음 비율을 높이기 위하여 제조 회사들이 추가의 연산 단계를 사용하기 때문이며 서로 다른 전산화 단층 촬영기기 제작 회사들은 다른 정도의 sharpness 나 smoothness 의 재구성 연산방식을 사용하며 이로 인하여 한 시스템에서 다른 시스템으로 단일 폐 결절에 대한 CT 번호의 전달이 어렵다<sup>8,9</sup>.

Zerhouni<sup>6</sup> 등은 smooth algorithm 에서 잡음(noise)를 줄일 수 있고, sharp algorithm 에서는 공간해상력을 높일 수 있어서 재구성 연산방식이 폐결절의 정량적 측정에 중요한 영향을 준다고 하였으나, Swensen<sup>21</sup> 등은 sharp algorithm 에서 overshoot-undershoot 인공물이 생겨서 폐결절의 분석에 심각한 오판을 할 수 있다고 하였다.

저자들의 연구에서는 다양한 재구성 연산방식에 대한 측정된 관심영역 평균값의 평균 및 표준 편차는 각 조직에서 차이가 없었으며 각 연산 방식간에도 의미있는

차이가 없었다. 이러한 차이의 감소는 소프트웨어의 향상과 기기의 발달 때문이다<sup>26</sup>.

각 조직에서 재구성 연산방식 간의 측정된 관심영역 평균값의 최대차이의 평균은 관심영역이 작을수록 컸으며, 정상 조직에서 폐나 뼈 조직처럼 관심영역 평균값이 아주 낮거나 높을 때 좀더 차이가 있었으나 최대 차이는 2.1 HU 이하였고 통계학적 의의는 없었다.

Rao<sup>31</sup> 등은 주변물질의 변화에 따른 병변의 CT 번호의 증가현상을 주변 농도 인공물(environmental density artifact)이라 하고 그 원인을 X-선 경화효과 (beam hardening effect)라고 해석하였다. X-선 경화효과는 CT 투영시의 X-선이 여러 가지의 에너지 전위를 갖는 폴리크로마틱 X-선(polychromatic X-ray)이므로 조직이나 매질을 통과하는 동안에 낮은 에너지 전위를 갖는 X-선이 점진적으로 흡수되어 에너지 전위가 높은 X-선이 남게되고 평균 에너지 전위의 상승효과를 갖게 되는 것을 의미한다. 이러한 효과에 의해서 조직내부의 병변은 실제보다 낮은 감쇄 계수를 갖게 된다<sup>13,22</sup>. 이와 같은 실제보다 낮은 감쇄계수는 CT 자체의 재구성 연산과정에서 보정하게 되는데 이 보정 과정에서 주변물질과 병변의 CT 번호의 차이가 보정의 정도와 방향을 결정하게 된다.

각 조직에서 측정된 CT 번호의 표준편차는 잡음과 연관이 있다. 골 연산법에서 잡음이 큰 것은 주기적 잡음(periodic noise) 때문이다. 즉, 한 점에서 잡음이 있으면

그 주변에서는 잡음이 나타나지 않는 현상으로 이 연산법과 연관된 overshoot-undershoot의 특성에 의하여 생긴다. 연성 또는 표준 연산법(smooth algorithm)에서는 CT 수치에 의해 주기적 잡음이 없으며 신호 대 잡음 비율(signal-to-noise ratio)이 높다<sup>14</sup>. 이번 연구에서도 병변 부위의 경우, CT 번호의 표준편차는 연성 연산법 18.1, 표준 연산법 19.3, 상세 연산법 20.5, 골 연산법 29.0 이었고 다른 재구성 연산방식보다 골 연산법에서 높게 측정되었다.

이 연구의 문제점은 첫째로 CT 번호에 영향을 미치는 요인으로는 kVp, mA, 속 펄스(beam pulse), 주사시간, 절편두께 등 여러 가지 요소가 있으나 이러한 요인들과 CT 번호의 관계를 보기 위한 다양한 촬영조건의 적용이 없었다. Zerhouni<sup>6</sup> 등은 CT 번호에 영향을 주는 많은 요인을 연구하였고 kVp, 절편두께가 CT 번호의 변화에 큰 영향이 있다고 하였으나 기기의 발달로 CT 번호에 영향을 미치는 요인들이 감소하였다.

둘째로 실제의 측정에서는 커서(cursor) 위치와 크기가 달라질 수 있지만 정확하게 동일한 커서 위치에서 측정하였다.

세째로 다른 전산화 단층 촬영기기와의 비교 분석이 되지 않아서 실제적으로 다른 기기의 다른 연산방식에서 재구성 연산간에 차이가 없는지를 확인하지 못하였고 이것에 대해서는 더 많은 연구가 진행 되어야 할 것이다.

본 연구에서 흉부 정상 조직 및 병변 부위에서 측정된 농도의 평균값은 재구성 연산방식에 따라 의미있는 차이가 없으므로 최신의 전산화 단층 촬영기기를 이용하였을 때 서로 다른 재구성 연산간에 관심영역에 대한 농도계측의 비교가 가능하리라고 생각되며 CT 번호의 비교를 통하여 병변의 조영증강 정도를 비교하고 양성 및 악성을 감별하는데 도움을 줄 수 있을 것으로 생각된다.

## V. 결 론

흉부 정상 조직 및 병변 부위에서 측정된 농도의 관심영역 평균값은 재구성 연산 방식에 따라 의미있는 차이가 없으므로 최선의 전산화 단층 촬영기기를 이용하였을 때 서로 다른 재구성 연산간에 관심영역에 대한 농도계측의 비교가 가능하리라고 생각된다.

## 참 고 문 헌

1. Phelps ME, Ter-pogossian MM: Attenuation coefficients of various body tissues, fluids, and lesions at photon energy of 18 to 136 kev. Radiology 117: 575-583, 1975
2. Bydder GM, Kreal L: Attenuation values of fluid collections within the abdomen. J Comput Assist Tomogr 4: 145-150, 1980
3. Hulnick DH, Naidich DP, McCauley DI: Pleural tuberculosis evaluated by computed tomography. Radiology 149: 759-765, 1983
4. Ishikawa, Tateishi K, Shinoda A: Changes of the hepatic CT absorption value in hemodialysis patients. J Comput Assist Tomogr 8(4): 701-703, 1984
5. Newhouse JH, Prien EC, Jr. Amis ER: Computed tomographic analysis of urinary calculi. AJR 142: 545-548, 1984
6. Zerhouni EA, Spivey JF, Morgan RH, Leo FP, Siegelman SS: Factors influencing quantitative CT measurements of solitary pulmonary nodules. J Comput Assist Tomogr 6: 1075-1087, 1982

7. Jung-Gi Im, Gordon Gamsu, Deborah Gordon: CT Densitometry of Pulmonary Nodules in a Frozen Human Thorax. *AJR* 150: 61-66, 1988
8. Godwin JD, Speckman JM, Fram EK: Distinguishing benign from malignant pulmonary nodules by computed tomography. *Radiology* 144: 349-351, 1982
9. Godwin JD: The solitary pulmonary nodule. *Radiol Clin North Am* 21: 709-720, 1983
10. Siegelman SS, Zerhouni EA, Leo FP, Khouri NF, Stitik FP: CT of solitary pulmonary nodule. *AJR* 135: 1-13, 1980
11. Proto AV, Thomas SR: Pulmonary nodules studied by computed tomography. *Radiology* 156: 149-153, 1985
12. McCullough EC, Morin RL: CT-number variability in thoracic geometry. *AJR* 141: 135-140, 1983
13. Levi C, Gray JE, McCullough EC: The unreliability of CT numbers as absolute values. *AJR* 139: 443-447, 1982
14. Zerhouni EA, Boukadoum M, Siddiky MA: A standard phantom for quantitative CT analysis of pulmonary nodules. *Radiology* 149: 767-773, 1983

15. Swensen SJ: Pulmonary nodules; CT evaluation of enhancement with iodinated contrast material. *Radiology* 194: 393-398, 1995
16. Yamashita Keiji: Solitary pulmonary nodule: preliminary study of evaluation with incremental dynamic CT. *Radiology* 194: 399-405, 1995
17. Müller NL, Staples CA, Miller RR, Abboud RT: 'Density mask' An objective method to quantitate emphysema using computed tomography. *Chest* 94: 782-787, 1988
18. Archer DC, Coblenz CL, Dekemp RA, Nahmias C, Norman G: Automated in vivo quantification of emphysema. *Radiology* 188: 835-838, 1993
19. Gevenois PA, de Maertelaer V, De Vuyst P, Zanen J, Yernault JC: Comparison of computed density and macroscopic morphometry in pulmonary emphysema. *Am J Respir Crit Care Med* 152: 653-657, 1995
20. Bracewell RN: *The Fourier transform and its application*. New York, McGraw & Hill, 1978, pp 210-211
21. Swensen SJ, Morin RL, Aughenbaugh GL: CT reconstruction algorithm selection in the evaluation of solitary pulmonary nodules. *J Comput Assist Tomogr* 19: 932-935, 1995



22. Zatz LM, Alvarez RE: An inaccuracy in computed tomography The energy dependence of CT values. *Radiology* 124: 91-97, 1979
23. Joseph PM, Hillal SR, Schultz MS, Kelcz F: Clinical and experimental investigation of a smoothed CT reconstruction algorithm. *Radiology* 134: 508-516, 1980
24. Bradley JG, Huang HK, Ledly RS: Evaluation of calcium concentration in bones from CT scans. *Radiology* 128: 103-107, 1978
25. Brooks RA, DiChiro G: Theory of image reconstruction in computed tomography. *Radiology* 117: 561-572, 1975
26. Kemerink GJ: Scanner conformity in CT densitometry of the lungs. *Radiology* 197: 749-752, 1995
27. De Geer G, Gamsu G, Cann C, Webb WR: Evaluation of a chest phantom for CT nodule densitometry. *AJR* 147: 21-25, 1986
28. Godwin JD, Fram EK, Cann CE, Gamsu G: CT densitometry of pulmonary nodules: a phantom study. *J Comput Assist Tomogr* 6: 254-258, 1982
29. Goodenough DJ, Weaver KE, Davis D: Volume averaging Limitations of computed tomography. *AJR* 138: 313-316, 1982

30. O'keefe ME, Good CA, McDonald JR: Calcification in solitary nodules of the lung. *AJR* 77: 1023-1033, 1957
31. Rao SP, Alfidi RJ: The environmental density artifact: A beam hardening effect in computed tomography. *Radiology* 141: 223-227, 1981

== abstract ==

**A study on the variation of CT number according to the types of reconstruction algorithm in thoracic computed tomography**

Jun Ho Kim

Department of Medicine

The Graduate School, Ajou University

(Directed by Associate Professor Kyung Joo Park)

**Objective:** The objective of this study was to evaluate the variation of measured densities (Hounsfield Unit; HU) of normal thoracic structures and parenchymal lung lesion in thoracic CT images reconstructed using various types of the algorithm.

**Materials & Methods:** Fifty patients (35 male, 15 female, 30-89 years old) with suspected parenchymal lung lesions (29 tumors, 21 inflammatory diseases) underwent thoracic CT examinations with intravenous contrast enhancement using CT HiSpeed Advantage (GE medical system). An axial image showing lung lesion was reconstructed using soft, standard, detail, and bone algorithms in each examination.

The mean value and standard deviation (SD) of densities in Hounsfield Unit (HU) of normal lung, muscle, bone, vessel, and mediastinum and parenchymal lung lesion were measured with various size of region of interest (ROI): less than 50 mm<sup>2</sup>, about 200 mm<sup>2</sup>, and more than 350 mm<sup>2</sup>. These values obtained with the densitometry in the images of various reconstruction algorithms were compared each other. and the results were statistically analyzed by one-way ANOVA

**Results:** The influence of types of reconstruction algorithm on the densitometry was not significant. With the ROI less than 50 mm<sup>2</sup>, the maximum changes of measured mean density of normal lung, muscle, bone, vessel, mediastinum and parenchymal lung lesion were 2.1±2.1 (mean ±SD), 0.8±0.6, 1.5±1.3, 1.0±2.0, 1.1±0.7, and 0.9±1.0 respectively. With the ROI about 200 mm<sup>2</sup>, the maximum changes were 1.7±0.7, 0.6±0.4, 1.3±1.5, 0.8±1.9, 0.8 ±0.6, and 0.7±1.2 respectively. With the ROI more than 350 mm<sup>2</sup>, the maximum changes were 1.7±0.6, 0.5±0.4, 1.4±1.4, 0.6±1.7, 0.8±1.2, and 0.7±1.2 respectively.

The measured mean densities were not significantly different among the images using different reconstruction algorithms (p=1.000). The standard deviation (SD) of density values in an ROI was highest in the images reconstructed with bone algorithm.

**Conclusion:** The measured mean density of normal thoracic structures and parenchymal lung lesion not significantly change with the variation of reconstruction algorithms used. We think it is possible to compare the mean density values of an ROI between the images reconstructed with different algorithms when using modern CT scanners.

---

key word: Thoracic computed tomography, Reconstruction algorithm, Densitometry,  
Lung nodule