

전산화단층촬영에서 소프트웨어를 이용한 기관지 벽의 정량적 분석¹

김태정^{1,2} · 구진모 · 이경원² · 이현주 · 김광기^{1,3} · 임정기

목적: 전산화단층촬영(CT) 영상에서 기관지 벽의 정량적 평가를 위한 전용 측정 프로그램을 개발하고 기관지 팬텀 및 돼지 폐를 이용하여 검증하고자 하였다.

대상과 방법: 기관지 팬텀 및 돼지 폐 기관지의 실측값과 프로그램에서의 측정치 비교를 통해 프로그램의 정확도를 검증하였다. 재구성 방법(standard, lung, sharp) 및 공간 분해능에 따른 기관지 측정의 정확도 차이를 기관지 팬텀을 이용하여 비교하였다. 3개월 후 다시 촬영한 기관지 팬텀 CT 영상에서 기관지 측정의 반복성(repeatability)을 비교하였다.

결과: 기관지 팬텀 및 돼지 폐 기관지 측정에서 프로그램의 측정치는 실측치와 우수한 일치도를 보였다. 재구성 방법에 따른 기관지 측정의 정확도는 sharp 알고리즘(algorithm)으로 재구성한 영상에서 가장 정확하였다. 공간분해능에 따른 측정의 정확도는 화소(pixel) 크기가 작은 영상을 사용하였을 때 실측치에 더 가까운 결과를 보였다. 3개월 후 촬영한 영상에서의 프로그램을 이용한 기관지 측정은 우수한 반복성을 보였다.

결론: CT영상에서 기관지 벽의 정량적 평가를 위한 전용 측정 프로그램을 개발하였다. 기관지 벽의 정량적 평가를 위해서는 sharp 알고리즘으로 재구성한 고화질(high spatial resolution)의 영상이 추천된다.

영상의학 기술의 비약적 발전은 폐 기관지의 평가에 보다 정확한 검사를 가능하게 하였다. 특히 최근 다중검출 전산화 단층촬영기(multidetector-row computed tomography, MDCT)가 도입되어 한 번의 호흡 정지 내에 얇은 절편 두께를 이용하여 폐 전체를 영상화하는 것이 가능해짐에 따라 기도 질환의 정량적인 평가에 새로운 길이 열렸다고 할 수 있다. 박편(thin-section) 전산화 단층 촬영(CT)은 기도 질환의 기관지 벽 비후 평가에 사용되어 왔으나, 이를 이용한 기관지 벽 두께의 정성적인 분석(qualitative analysis)은 주관적이고 창 설정(window setting)에 크게 영향을 받아 재현성에 문제가 지적됐으며(1), 따라서 정량적 분석(quantitative analysis) 방법의 개발이 요구되었다(2). 기관지 벽 두께의 정량적 분석을 위한 다양한 알고리즘(algorithm)이 고안되었으며, 팬텀 및 동물 실험을 통해 검증되었다(2-5). 그러나 기존의 기관지 벽

두께 측정에 대한 연구들은 하나 또는 제한된 소수 기관지만을 분석 대상으로 하였거나(3, 6), 기관지 윤곽을 측정자가 직접 손으로 그리는 방식에 의존하는 제한점 들을 가지고 있다(2). 특히, MDCT를 이용한 연구의 경우 영상 데이터의 양이 많아 직접 기관지 벽 두께를 측정하는 연구방식은 실현 자체가 불가능하다(7). 따라서, 기관지 벽 두께의 객관적, 정량적 및 재현성 있는 측정을 위해서는 자동화된 전용 컴퓨터 프로그램의 개발 및 검증이 필수적이다.

본 연구의 목적은 CT 영상에서 기관지 벽의 정량적 평가를 위한 전용 측정 프로그램을 개발하고 이를 팬텀 및 동물 실험을 통해 검증하는 데 있다.

대상과 방법

기관지 벽 측정 전용 프로그램의 제작

전용 프로그램의 세부 알고리즘은 다음과 같다. 의학영상전송규격(digital image communications in medicine: DICOM) 파일인 CT 영상을 프로그램상에서 열기 위한 라이브러리를 개발한다. CT 영상의 노이즈 제거(denoising)를 위해 전처리 과정을 거친 후, 큐빅 스플라인 방법(cubic spline

¹서울대학교 의과대학 영상의학교실, 서울대학교 의학연구원 방사선의학연구소

²분당서울대학교병원 영상의학과

³국립암센터 의공학연구과

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임 (A040153)

이 논문은 2008년 7월 21일 접수하여 2008년 9월 11일에 채택되었음.

method)을 이용하여 관심영역을 확대한다. 기관지 벽의 회색조 히스토그램(gray value histogram)에서 문턱 값(threshold value)을 이용하여 기관지 벽을 검출하게 되며, 추측된 기관지 중심으로부터 방사형 방향(radial direction)으로 가우시안 피팅(Gaussian fitting)에 의해 기관지 외벽 및 내벽을 예측하게 된다. 기관지 외벽 및 내벽의 가우시안 피팅에 적용될 기관지 벽 검출 문턱(threshold)은 선형(linear) 피팅을 통한 예비실험 데이터를 바탕으로 기관지 팬텀에서 각각 외벽: 0.5, 내벽: 0.5, 돼지폐 기관지에서 외벽: 0.823, 내벽: 0.7로 설정하였다. 가우시안 피팅에 의해 검출되지 않은 기관지 벽이 있는 경우 타원곡선(elliptical curve) 피팅에 의하여 기관지 내, 외벽을 예측하게 된다. 예측된 기관지 내벽 및 외벽에 의하여 단면 영상으로부터 벽두께(wall thickness), 외경(outer diameter), 내경(inner diameter, lumen diameter), 외경 면적(outer area), 내경 면적(inner area, lumen area) 및 벽면적(wall area) 등의 자료가 자동으로 계산된다(Fig. 1).

기관지 팬텀 제작

제작된 프로그램의 검증(validation)을 위하여 11개의 아크릴관(평균 감약계수: 130 HU, range: 97~167)을 이용한 기관지 팬텀을 제작하였다(Fig. 2A). 각각의 아크릴 관을 정육면체 아크릴 상자 내부에 수직으로 고정하고 상자 내부는 기능적 잔기용량(functional residual capacity)시의 폐실질의 감약 계수와 유사하도록 감자 조각(potato flake, 평균 감약계수: -650 HU)과 스티로폼 조각(polystyrene, 평균 감약계수: -980 HU)을 혼합하여 폐실질을 대신 하였다(평균감약 계수: -822 HU). 아크릴관은 0.01 mm 측정 단위의 정밀 캘리퍼스(Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan)를 이용하여 외경, 내경 및 두께를 3회 측정하여 평균 및 표준편차를 구하였다.

기관지 팬텀의 CT 스캔 및 영상 분석

16채널 MDCT(MX-8000 IDT, Philips Medical Systems, Cleveland, Ohio)를 이용하였으며, 촬영조건은 140kVp, 100mAs, pitch 1, collimation 16×0.75 mm, slice thickness 0.8 mm, increment 0.8 mm, rotation time 0.75 sec를 사용하였다.

재구성 방법(standard, lung, sharp 알고리즘) 간의 기관지 측정 정밀도 비교를 위하여, 재구성 방법에 따라 얻은 세 종류의 영상에서 전용 측정 프로그램을 이용하여 아크릴 관의 외경 면적(outer area), 내경 면적(lumen area), 벽면적(wall area), 벽두께(wall thickness)를 측정하고, 내경 면적과 벽

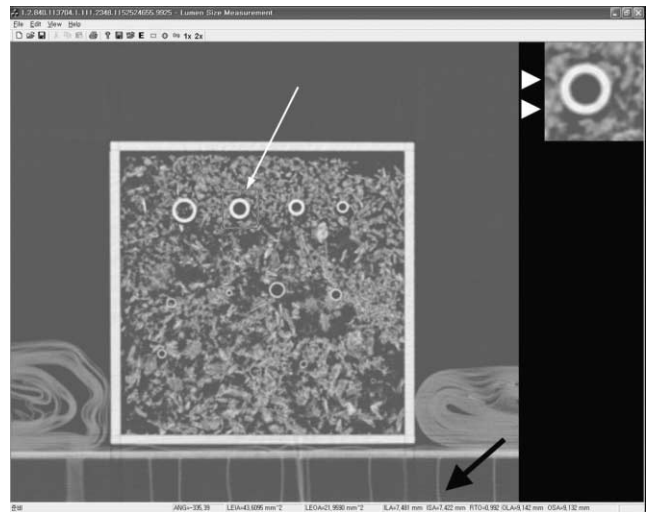


Fig. 1. Example of measurement of airway phantom dimension using dedicated software. A rectangular region of interest (thin arrow) is placed at the one of airway phantom. Estimated outer and inner walls by dedicated software are displayed on the box at upper right corner of the screen (arrowheads), and the estimated dimensions are displayed at the bottom of the screen (thick arrow).

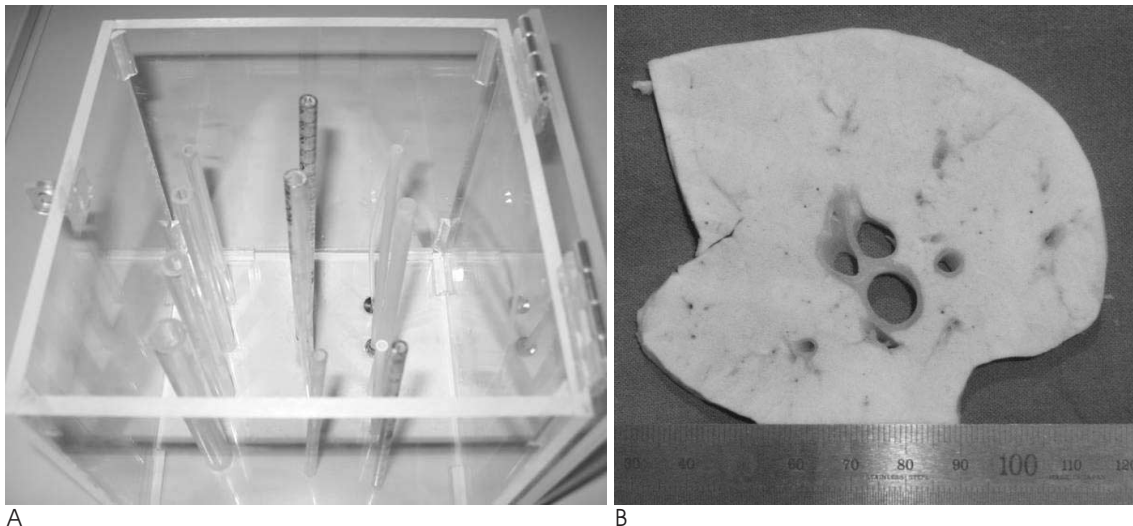


Fig. 2. Photographs of an airway phantom with acryl tubes (A) and cut-surface of the inflated swine lung (B).

두께에 대하여 실측된 수치(gold standard)와 Wilcoxon-signed rank test 및 피어슨 상관계수(Pearson correlation coefficient)를 이용하여 비교하였다. 실측치와 가장 가까운 수치를 보인 연산법(algorithm)의 데이터(data)에 대하여, line of equality 및 Bland and Altman plot을 통해 비교하였다.

공간 분해능에 따른 기관지 측정의 정밀도 차이를 비교하고자, FOV 25×25 cm, matrix 512×512(in-plane pixel size: 0.49 mm×0.49 mm)와 FOV 15×15 cm, matrix 1,024×1,024(in-plane pixel size: 0.15 mm×0.15 mm)를 이용한 영상을 추가로 얻었으며, 기관지 팬텀의 벽면적과 벽두께를 측정하여, line of equality 및 Bland and Altman plot, Wilcoxon-signed rank test를 통해 실측치와 비교하였다.

Philips MX8000 기종에서 3개월 후 동일한 프로토콜로 영상을 얻고, sharp reconstruction 알고리즘으로 재구성한 영상에서 내경 면적 및 벽두께 측정의 반복성(repeatability)에 대하여 Wilcoxon-signed rank test와 급내 상관계수(intraclass correlation coefficient)로 비교하였다.

모든 영상은 lung window setting(W=1500 HU, L=-600 HU)으로 모니터에 디스플레이 하였다.

고정된 돼지 폐(Fixed swine lung) 기관지 측정

16주령의 요크셔종 돼지를 과량의 티오펜탈 소듐(thiopental sodium) (Pentothal; Choong Wae Pharmacy, Seoul, Korea) 정맥주사로 희생시킨 후 폐를 흉곽에서 분리하여 Markarian 과 Dailey의 방법으로 포르말린을 이용한 고정 및 팽창을 시행하였다(8).

고정된 돼지 폐를 10 mm 두께로 잘라 두 개의 아크릴판 사이에 고정한 후 CT 스캔을 시행하였다. 고정된 돼지 폐의 절단면이 완전한 평면이 아닐 수 있음을 고려하여, 첫 번째 CT 영상이 완전한 평면이 아닌 경우에는 다음 연속된 단면을 분석에 사용하였다. CT 스캔은 기관지 팬텀 검사와 동일한 프로토콜(FOV 25×25 cm, matrix 512×512)을 사용하여 엑스레이 조사 방향에 수직인 평면으로 스캔하였으며, sharp 알고리즘으로 재구성하였다.

CT영상에서 선택된 8개의 기관지에 대하여 전용측정 프로그램을 이용하여 각각의 기관지 벽면적, 내경 면적, 외경 및 벽두께를 측정하였다. 측정 대상의 기관지 단면을 고해상도의 디지털 카메라(Fujifilm, Finepix F810, Fuji Photo Film, Tokyo, Japan)로 촬영한 후, 상용 영상분석 소프트웨어(Scion image 4.0.2, Scion, Frederick, MD)를 이용하여 기관지 외경 면적, 내경 면적을 측정하여 gold standard로 삼았다. 기관지 단면 촬영 시 보정(calibration)을 위한 0.5 mm 눈금의 자를 돼지폐 단면 영상에 포함하였다(Fig. 2B). 프로그램에서 얻어진 측정치와 영상분석 소프트웨어를 통해 계산된 측정치를 line of equality 및 Bland and Altman plot, Pearson correlation coefficient를 이용하여 비교하였다.

통계 분석

본 연구의 통계 분석에는 Bland and Altman plot에 MedCalc®, version 8.1.0.0(MedCalc Software, Mariakerke, Belgium), 이외의 분석에는 SPSS, version 12.0.(SPSS, Chicago, Ill)을 사용하였으며, *p*-value 0.05 이하인 경우에 통계적으로 유의하다고 판정하였다.

결 과

기관지 팬텀 시험

아크릴 기관지 팬텀의 실측치를 Table 1에 정리하였다. 재구성 방법에 따른 기관지 측정 비교 시, 내경 면적(lumen area)은 sharp 알고리즘과 lung 알고리즘으로 재구성한 영상에서 측정하였을 때, 실측치와 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았으나(*p* = 0.2402, 0.1602, respectively), standard 알고리즘으로 재구성한 영상에서 측정 시 실측치와 통계적으로 유의한 차이를 보였다(*p* = 0.0137). 벽두께(wall thickness)는 sharp 알고리즘으로 재구성한 영상에서 측정할 경우에만 실측치와 통계적으로 유의한 차이가 없었으며(*p* = 0.3223), lung 및 standard 알고리즘으로 재구성한 영상에서 측정 시 실측치와 통계적으로 유의한 차이를 보였다(*p* = 0.0273, 0.0098, respectively). 세 가지 재구성 방법 모두 내

Table 1. Actual Dimensions of the Airway Phantom

Number of tube	Outer radius Mean ± SD	Inner radius Mean ± SD	Wall thickness Mean ± SD	Wall area (mm ²)	Lumen area (mm ²)
1	6.04 ± 0.01	4.20 ± 0.01	1.84 ± 0.01	59.06 ± 1.20	55.30 ± 0.51
2	5.10 ± 0.00	3.04 ± 0.00	2.06 ± 0.00	52.65 ± 1.07	29.02 ± 0.30
3	4.05 ± 0.01	2.29 ± 0.01	1.76 ± 0.00	34.99 ± 0.87	16.51 ± 0.19
4	4.01 ± 0.01	2.98 ± 0.01	1.02 ± 0.00	22.55 ± 0.62	27.82 ± 0.24
5	3.16 ± 0.00	1.95 ± 0.01	1.21 ± 0.00	19.41 ± 0.51	11.94 ± 0.15
6	3.01 ± 0.02	1.79 ± 0.00	1.22 ± 0.01	18.29 ± 0.65	10.06 ± 0.12
7	2.50 ± 0.00	1.67 ± 0.01	0.82 ± 0.01	10.79 ± 0.60	8.76 ± 0.16
8	2.34 ± 0.01	1.39 ± 0.01	0.95 ± 0.01	11.09 ± 0.40	6.10 ± 0.10
9	2.27 ± 0.00	1.47 ± 0.00	0.79 ± 0.00	9.32 ± 0.26	6.79 ± 0.11
10	1.91 ± 0.01	1.24 ± 0.01	0.67 ± 0.02	6.61 ± 0.18	4.79 ± 0.08
11	1.57 ± 0.01	0.72 ± 0.00	0.85 ± 0.00	6.13 ± 0.45	1.61 ± 0.18

Unit of radius and wall thickness is millimeter.

경 면적과 벽두께 측정치는 실측치와 비교적 높은 상관계수를 보였다(Table 2).

기관지 팬텀의 실측치와 sharp 알고리즘으로 재구성된 영상에서 계산된 측정치간에는 높은 일치도를 보였다. 내경 면적의 상관계수는 $r=0.9975(p < 0.0001)$, 평균 차이(mean difference)는 $-0.68 \pm 1.43 \text{ mm}^2$ (mean \pm SD), 일치한도(limit of agreement)는 $-3.5 \sim 2.1 \text{ mm}^2$, 반복성 계수(repeatability coefficient, CR)는 2.80 mm^2 였다(Fig. 3). 기관지 벽두께의 상관계수는 $r=0.9533(p < 0.0001)$, 평균 차이는 $-0.05 \pm 0.29 \text{ mm}$, 일치한도는 $-0.34 \sim 0.25 \text{ mm}$, 반복성 계수는 0.16 mm 였다(Fig. 4).

FOV $25 \times 25 \text{ cm}$, matrix 512×512 와 FOV $15 \times 15 \text{ cm}$, matrix $1,024 \times 1,024$ 로 얻은 영상에서 측정된 벽면적 및 벽두께는 line of equality 및 Bland and Altman plot 에서 실측치와 높은 일치도를 보였다(Fig. 5). 두 가지 조건 모두에서 기관지 팬텀의 벽두께가 1 mm 이하로 감소하게 되면 실측치보다 과장되는 방향으로 측정오차가 증가하였다(Fig. 5). FOV $15 \times 15 \text{ cm}$, matrix 1024×1024 로 얻은 영상에서의 벽면적의 평균차이는 $-0.2 \pm 1.9 \text{ mm}^2$, 일치한도는 $-3.5 \sim 3.8 \text{ mm}^2$, 반복성 계수는 1.40 mm^2 였고, 기관지 벽두께의 평균차이는 $-0.02 \pm 0.32 \text{ mm}$, 일치한도는 $-0.34 \sim 0.29 \text{ mm}$, 반복성 계수는 0.14 mm 였다. FOV $25 \times 25 \text{ cm}$, matrix 512×512

Table 2. Accuracy of 11 Airway Phantom Measurements according to Three Reconstruction Algorithms

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	p*	r (p) [†]
Lumen Area (mm^2)	Actual	55.30	29.02	16.51	27.82	11.94	10.06	8.76	6.10	6.79	4.79	1.61		
	Sharp	56.58	32.66	19.00	28.57	13.33	10.32	8.54	5.30	6.22	4.18	1.45	0.2402	0.9975 (<0.0001)
	Lung	55.13	31.71	17.34	25.47	11.89	9.22	7.58	5.10	5.49	3.07	NA	0.1602	0.9965 (<0.0001)
	Standard	53.33	30.13	16.86	24.18	11.32	8.66	6.87	4.61	5.31	3.51	NA	0.0137	0.9966 (<0.0001)
Wall thickness (mm)	Actual	1.84	2.06	1.76	1.02	1.21	1.22	0.82	0.95	0.79	0.67	0.85		
	Sharp	1.88	2.00	1.57	1.13	1.14	1.23	1.02	1.07	1.02	0.93	0.70	0.3223	0.9598 (<0.0001)
	Lung	1.95	2.01	1.71	1.32	1.38	1.35	1.16	1.16	1.17	1.09	NA	0.0273	0.9383 (0.0001)
	Standard	2.05	2.05	1.75	1.41	1.77	1.38	1.19	1.24	1.19	0.97	NA	0.0098	0.8467 (0.0020)

NA = : not available due to measurement failure

r = correlation coefficient

*, [†]: Data for tube 11 were excluded in the statistical analysis due to measurement failure in both lung and standard algorithms.

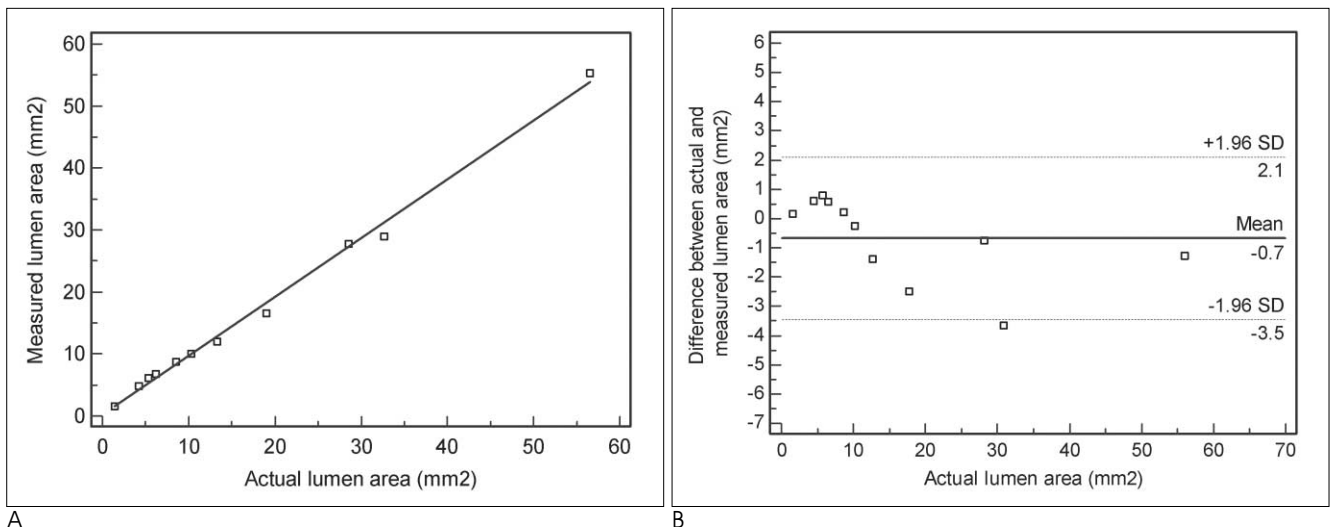


Fig. 3. Comparison of actual and measured lumen area in 11 airway phantoms with sharp reconstruction algorithm.

A. A line of equality between actual and measured lumen area ($r = 0.9975, p < 0.0001$).

B. A plot of difference between actual and measured lumen area against actual lumen area in the measurement of 11 airway phantoms. Mean difference is -0.68 mm^2 and limits of agreement that are given by the 2SD range of the difference are from -3.5 to 2.1 mm^2 .

로 얻은 영상에서의 벽면적의 평균차이는 $1.8 \pm 1.7 \text{ mm}^2$, 일치한도는 $-1.5 \sim 5.0 \text{ mm}^2$, 반복성 계수는 2.30 mm^2 였고, 기관지 벽두께의 평균차이는 $-0.05 \pm 0.15 \text{ mm}$, 일치한도는 $-0.25 \sim 0.34 \text{ mm}$, 반복성 계수는 0.16 mm 였다. FOV $15 \times 15 \text{ cm}$, matrix $1,024 \times 1,024$ 영상의 경우 벽면적, 벽두께 모두 실측치와 통계적으로 유의한 차이가 없었으나 ($p=0.8311$,

$p=0.9658$, respectively), FOV $25 \times 25 \text{ cm}$, matrix 512×512 영상의 경우, 벽면적은 실측치와 차이를 보였고 ($p=0.0244$), 벽두께는 유의한 차이를 보이지 않았다 ($p=0.3652$).

Philips MX8000 기종에서 3개월 후 동일한 프로토콜로 영상을 얻고, sharp 알고리즘으로 재구성한 영상에서 측정된 내

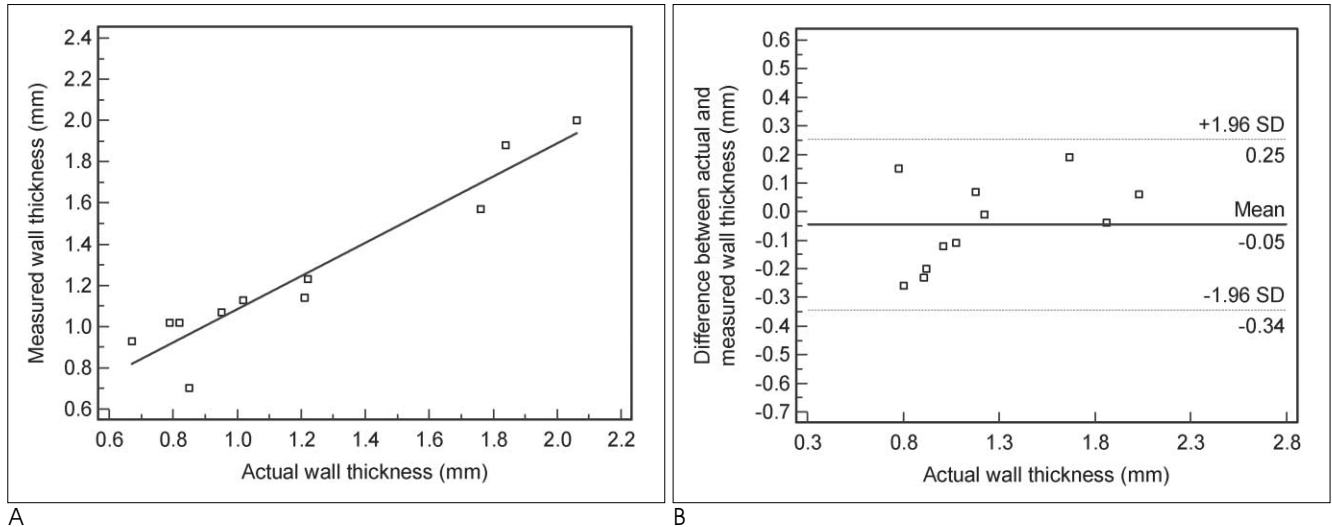


Fig. 4. Comparison of actual and measured wall thickness in 11 airway phantoms with sharp reconstruction algorithm. A. A line of equality between actual and measured wall thickness ($r = 0.9533$, $p < 0.0001$). B. A plot of difference between actual and measured wall thickness against actual wall thickness in the measurement of 11 airway phantoms. Mean difference is -0.05 mm and limits of agreement that are given by the 2SD range of the difference are from -0.34 to 0.25 mm .

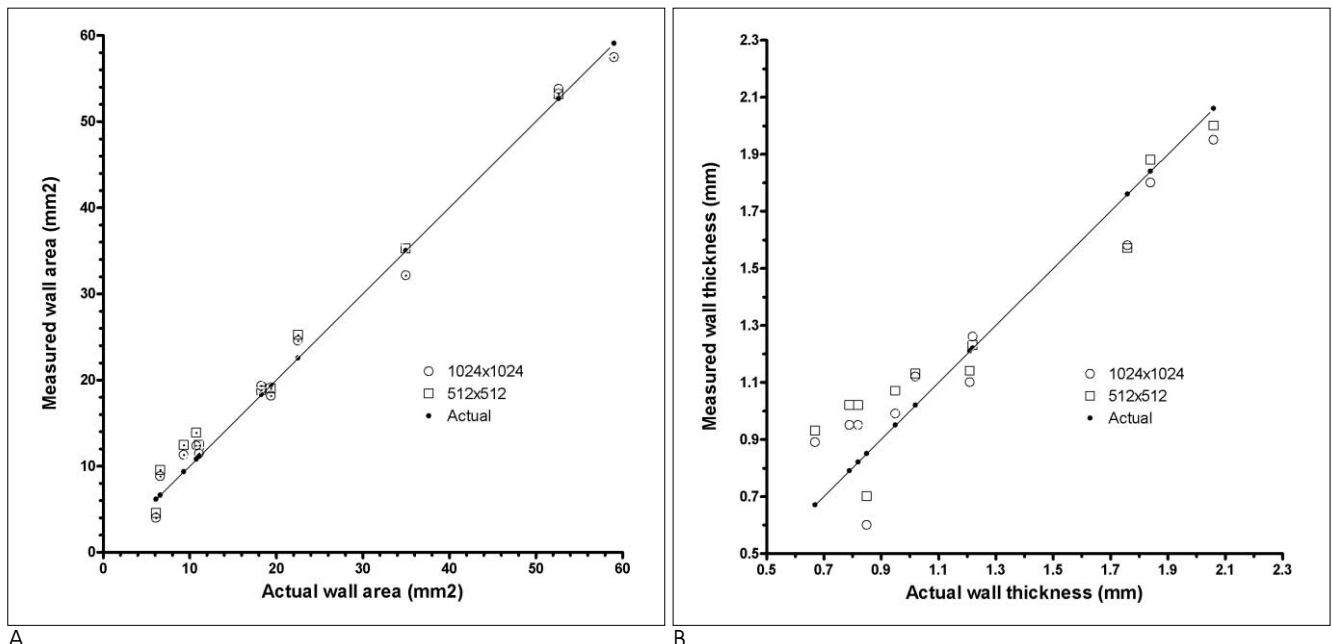


Fig. 5. Comparison of pixel size in the measurement of airway dimensions. A. Comparison of pixel size in measuring wall area. There is no obvious difference in measurement of wall thickness between two pixel sizes in measuring wall area between two pixel sizes. B. Comparison of pixel size in measuring wall thickness. The graph shows measurement error in wall thickness increases at the level of 1.0 mm or less. There is no obvious difference in measurement of wall thickness between two pixel sizes.

경 면적 및 벽두께는 초기 측정치와 유의한 차이를 보이지 않았고($p=0.9658, 0.2402$, respectively) 높은 일치도를 보였다(ICC = 0.9960, 0.9893, respectively) (Table 3).

고정된 돼지폐 (Fixed swine lung) 기관지 측정

기관지의 외측 반경(outer radius)과 벽두께는 전용 측정 프로그램의 평균값(estimated outer radius)을 Table 4에

표시하였다. Gold standard와 전용 측정 프로그램을 이용한 측정치는 높은 일치도를 보였다. 벽면적의 상관계수는 $r=0.9920(p < 0.0001)$, 평균 차이는 $1.1 \pm 3.4 \text{ mm}^2$, 일치한도는 $-5.7 \sim 7.9 \text{ mm}^2$, 반복성 계수는 5.54 mm^2 였다(Fig. 6). 내경 면적의 상관계수는 $r=0.9986(p < 0.0001)$, 평균 차이는 $-1.4 \pm 1.9 \text{ mm}^2$, 일치한도는 $-5.3 \sim 2.4 \text{ mm}^2$, 반복성계수는 3.72 mm^2 였다(Fig. 7).

Table 3. Repeatability of Airway Phantom Measurements after 3 Months

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	<i>p</i>	ICC
Lumen area (mm^2)	Initial	56.58	32.66	19.00	28.57	13.33	10.32	8.54	5.30	6.22	4.18	1.45	0.9658	0.9960
	follow up	57.40	31.70	20.05	28.43	13.80	10.40	8.44	5.05	6.43	4.27	1.38		
Wall thickness (mm)	Initial	1.88	2.00	1.57	1.13	1.14	1.23	1.02	1.07	1.02	0.93	0.70	0.2402	0.9893
	follow up	1.87	2.03	1.69	1.16	1.09	1.18	1.12	1.09	1.00	0.98	0.73		

ICC = intraclass correlation coefficient

Table 4. Actual and Measured Dimensions of the Eight Bronchi in Excised Swine Lung

Number of Airway	True Wall Area (mm^2) Mean \pm SD	Measured Wall Area (mm^2) Mean \pm SD	True Lumen Area (mm^2) Mean \pm SD	Measured Lumen Area (mm^2) Mean \pm SD	Estimated Outer Radius* (mm)	Estimated Wall Thickness [†] (mm)
1	36.99 ± 0.31	30.00 ± 0.20	51.76 ± 0.20	57.35 ± 0.11	5.28	1.10
2	10.52 ± 0.17	11.59 ± 0.17	29.41 ± 0.17	31.29 ± 0.13	3.70	0.56
3	10.02 ± 0.12	13.21 ± 0.12	28.98 ± 0.12	31.64 ± 0.20	3.65	0.63
4	12.30 ± 0.23	12.29 ± 0.21	27.46 ± 0.21	27.62 ± 0.17	3.56	0.61
5	15.15 ± 0.19	9.42 ± 0.20	12.76 ± 0.20	12.85 ± 0.2	2.64	0.76
6	7.29 ± 0.14	7.47 ± 0.11	7.47 ± 0.11	8.07 ± 0.16	2.23	0.58
7	6.99 ± 0.14	6.81 ± 0.08	5.16 ± 0.08	6.10 ± 0.10	2.02	0.75
8	2.51 ± 0.24	2.20 ± 0.13	2.49 ± 0.13	2.03 ± 0.11	1.18	0.35

*, [†]: Estimated outer radius and wall thickness are the mean of the measured dimensions.

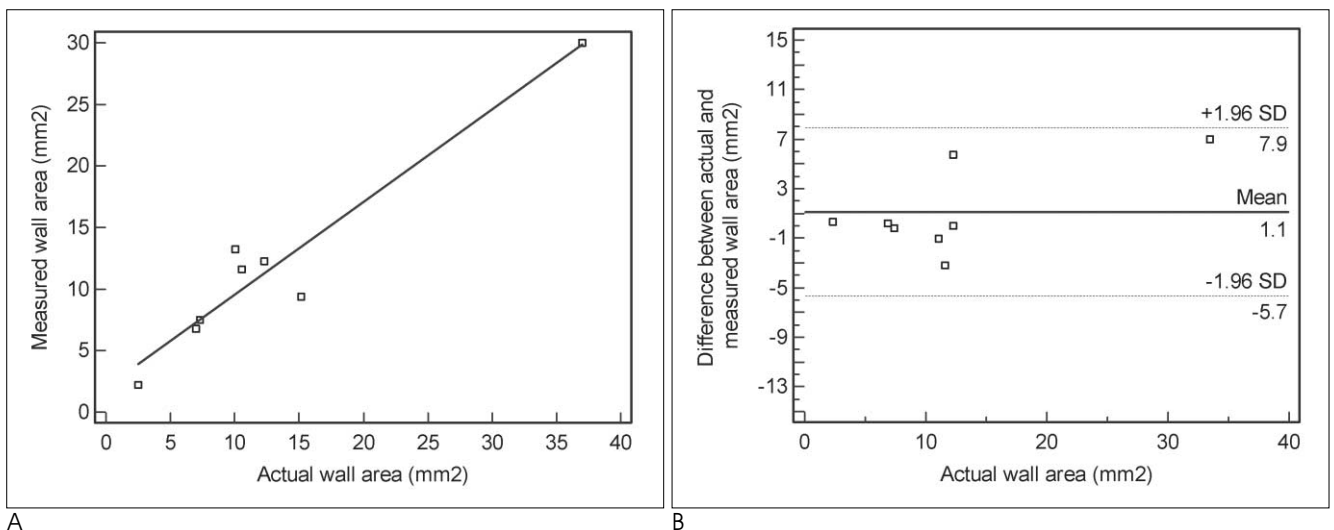


Fig. 6. Comparison of actual and measured wall area in eight bronchi in the excised swine lung.

A. A line of equality between actual and measured wall area of eight bronchi in excised swine lung ($r = 0.9920, p < 0.0001$).

B. A plot of difference between actual and measured wall area against actual wall area in the measurement of eight bronchi. Mean difference is 1.1 mm^2 and limits of agreement that are given by the 2SD range of the difference are from $-5.7 \sim 7.9 \text{ mm}^2$.

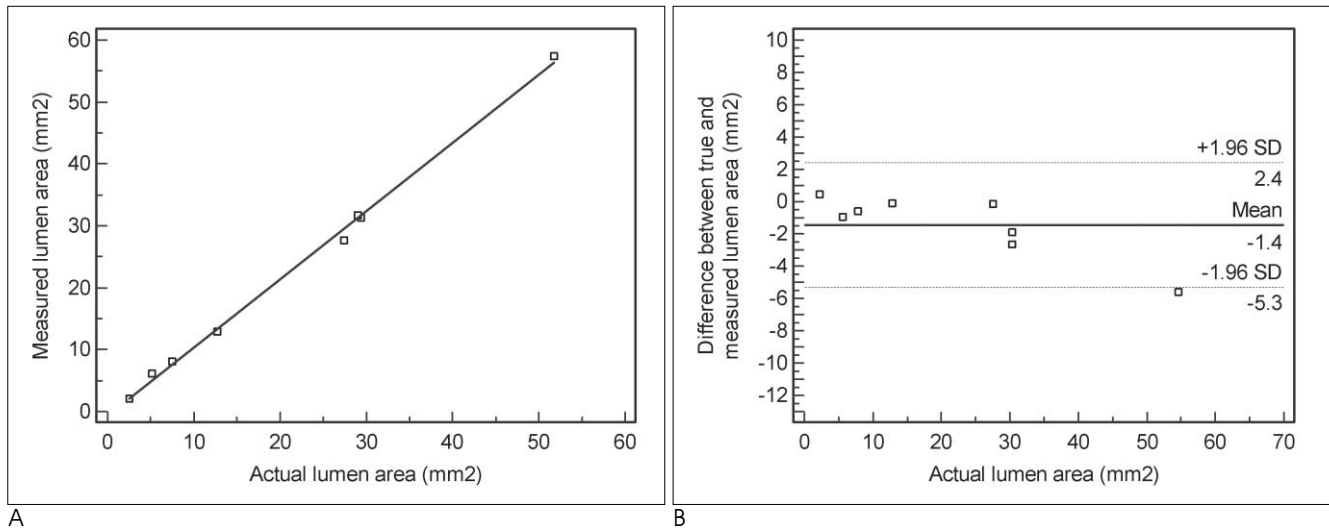


Fig. 7. Comparison of actual and measured lumen area in eight bronchi in excised swine lung.

A. A line of equality between actual and measured lumen area of eight bronchi in excised swine lung ($r = 0.9986$, $p < 0.0001$).

B. A plot of difference between actual and measured lumen area against actual lumen area in the measurement of eight bronchi. Mean difference is -1.40 mm^2 and limits of agreement that are given by the 2SD range of the difference are from $-5.3 \sim 2.4 \text{ mm}^2$.

고 찰

최근 영상의학의 비약적 발전과 더불어 기존의 형태학적, 해부학적 영상 진단에서 기능적 영상 진단으로의 연구가 활발히 전개되고 있다(9, 10). 특히 최근 사용이 증가하고 있는 16채널 이상의 MDCT를 이용하면 한 번의 호흡 정지 내에 얇은 절편 두께를 이용하여 폐 전체를 5-10초 미만에 영상화 하는 것이 가능해졌으며 기도 질환을 포함한 폐질환의 정량적 평가에 새로운 길이 열렸다고 할 수 있다(11).

기관지 벽의 비후는 만성폐쇄성폐질환(COPD)이나 기관지 천식, 낭포성 섬유증(cystic fibrosis)과 같은 기관지의 만성 염증을 동반하는 질환에서 나타난다. 최근 만성폐쇄성폐질환 환자에서의 기관지 벽의 비후가 환자의 증상(중심기도) 및 폐 기능(소기도)과 밀접한 연관이 있음이 밝혀졌다(12). 수술이나 부검, 기관지내시경을 통한 생검을 제외하고 현존하는 비침습적 검사로서 기관지 벽의 두께를 정확히 측정할 수 있는 방법은 CT가 거의 유일하며, 기존의 폐기능 검사가 제시하지 못하는 병태 생리적인 변화를 CT로 영상화하여 객관화할 수 있다. 기존의 다수의 연구에서는, CT로 비스듬히 스캔 된 기관지의 벽두께나 벽면적이 과장되는 것을 피하고자 기관지 장축에 수직으로 스캔 된 소수 기관지만을 분석할 수 있었다(6). 이러한 분석은 전체 폐의 병변 및 질병 분포의 이질성(heterogeneity)을 반영하지 못하는 단점을 가지고 있다. 최근 이러한 문제점을 해결하려는 방법으로 MDCT의 박편 데이터를 이용한 3D 측정 방법이 고안되고 있다(5, 13, 14).

본 연구의 결과에서 sharp 알고리즘으로 재구성한 영상이 기관지 벽의 정량적 측정에 적합한 것으로 생각된다. 기관지 벽의 측정에 있어 재구성 방법에 따른 측정 정밀도의 차이는 각 재구성 방법에 따른 공간분해능(spatial resolution)의 차

이에 기인하는 것으로 보인다. Philips MX8000 기종에서 보고된 스캔 파라미터 별 공간분해능의 차이에 의하면, 체부(body) 검사에서 MTF50(lp/cm)으로 표현되는 공간분해능의 정도가 standard 알고리즘: 3.2, lung 알고리즘: 3.8, sharp 알고리즘: 5.2로 증가됨이 보고 되었다(15). Sharp 알고리즘으로 선예도(sharpness)가 증가할수록 공간분해능이 향상되고 기관지 벽의 보다 정밀한 측정이 가능하게 되는 것으로 생각된다.

본 연구에서 사용된 FOV $25 \times 25 \text{ cm}$, matrix 512×512 영상의 pixel 크기는 $0.49 \text{ mm} \times 0.49 \text{ mm}$ 이며, FOV $15 \times 15 \text{ cm}$, matrix $1,024 \times 1,024$ 를 사용한 영상의 pixel 크기는 $0.15 \text{ mm} \times 0.15 \text{ mm}$ 로, 후자의 pixel 면적은 전자에 비하여 9배 이상 감소하게 된다. 본 연구에서는 두가지 조건 모두에서 벽면적 및 벽두께 측정치와 실측치간에 좋은 일치도를 보였으나, 벽면적의 측정에서는 보다 작은 pixel을 이용하여 공간분해능을 향상시킨 영상에서의 분석이 실측치에 보다 근접한 결과를 보였다. 그러나, 아크릴 팬텀을 이용한 기관지 벽의 측정에 있어서 공간분해능이 향상되더라도 벽두께가 1 mm 또는 그 이하로 감소하게 되면 1 mm 이상의 벽두께를 지닌 팬텀에 비하여 상대적으로 벽두께가 증가하는 방향으로 측정오차가 증가함을 알 수 있었다(Fig. 7). 이러한 결과는 CT가 지닌 공간분해능의 한계(limit of spatial resolution)에 기인하는 것으로 생각된다.

3개월 간격을 두고 얻은 영상을 통한 기관지 측정의 반복성(repeatability) 검사에서 두 검사간 높은 일치도를 확인할 수 있었다. 이러한 결과는 CT를 이용한 기관지의 정량적 분석이 단면연구뿐만 아니라 치료반응 평가나 질병의 진행여부 확인을 위한 추적 검사에도 유용한 검사 방법으로 이용될 수 있음을 시사한다.

본 연구에서는 $2.51 \sim 36.99 \text{ mm}^2$ 의 벽면적 범위의 폐지 폐

기관지를 측정 대상으로, 실측치와 프로그램 측정치간에 높은 일치도를 확인하였다. 측정에 포함된 기관지의 직경은 2.23~10 mm, 벽두께는 0.35~1.10 mm범위에 해당된다(Table 4). 돼지 폐 기관지의 측정을 통해 검증된 정확성은 실제 환자의 기관지 벽 비후 평가에 응용될 수 있을 것으로 생각되며, 임상적으로 기류폐쇄의 주요 부위로 중요시되고 있는 직경 2 mm 내외의 소기도에 대한 정량적인 분석도 가능할 것으로 기대된다(6).

본 연구에서는 아크릴 팬텀과 돼지폐 기관지의 벽 검출에 있어서 서로 다른 threshold를 적용하였다. 이는 예비 실험을 통하여 서로 다른 threshold가 적용되었을 때 실측치에 가까운 결과를 보였기 때문이다. 이러한 결과는 아크릴 팬텀과 돼지 폐 기관지가 지닌 물리적 특성, 즉 CT number의 차이에 기인하였을 가능성과 아크릴 팬텀에 비하여 돼지 폐 기관지는 벽두께가 얇아서 부분용적효과(partial volume effect)가 많이 작용하기 때문으로 추정 된다. 따라서, 기관지 측정 프로그램의 검증에 흔히 사용되고 있는 아크릴 재질의 팬텀이 생체조직의 특성을 적절히 반영하는지 여부 및 실제 사람에서의 기관지 벽의 검출을 위한 적절한 threshold 설정에 대한 추가 연구가 필요할 것으로 생각된다.

본 연구에는 다음과 같은 제한점이 있다. 첫째, CT의 단면 영상에 수직인 방향으로 주행하는 기관지만을 측정 대상으로 하여, 폐질환의 다양성(heterogeneity)을 반영하지 못하였다. 현재 본 연구자들은 CT의 단면 영상에서 측정을 원하는 기관지의 상하 박편 영상을 기관지 장축에 수직인 방향으로 3차원 재구성(3D reconstruction)하여 기관지의 주행 방향과 상관 없이 모든 기관지를 측정 할 수 있는 프로그램을 개발 중에 있으며, 이를 통하여 향후 폐 전체의 기관지 영역을 포괄하는 정량적 분석이 가능하게 되고 기존의 폐기능 검사 및 임상 증상과의 상관관계를 보다 정확하게 평가할 수 있을 것으로 기대된다. 둘째, 돼지 폐 기관지의 분석에서는 적은 수의 기관지만을 분석하였고, 따라서 다양한 직경과 벽두께를 지닌 기관지를 분석에 포함하지 못하였다. 또한, 예비 실험을 통하여 미리 설정된 기관지 벽 검출 threshold를 적용하여 기관지의 정량적 분석을 시행하였는데, 환자를 대상으로 한 CT영상에서는 미리 설정된 threshold를 적용할 수 없다는 문제점이 있다.

결론적으로 본 연구를 통하여 CT를 이용한 기관지 벽의 정량적 평가를 위한 전용측정 프로그램의 개발 및 검증이 가능하였다. CT영상의 기관지 벽 측정 전용 프로그램을 이용한 평가는 향후 기관지 벽의 비후를 초래하는 다양한 폐질환의 정량적 평가에 유용한 검사방법으로 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. Park JW, Hong YK, Kim CW, Kim DK, Choe KO, Hong CS. High-resolution computed tomography in patients with bronchial asthma: correlation with clinical features, pulmonary functions and bronchial hyperresponsiveness. *J Investig Allergol Clin Immunol* 1997;7:186-192
2. Little SA, Sproule MW, Cowan MD, Macleod KJ, Robertson M, Love JG, et al. High resolution computed tomographic assessment of airway wall thickness in chronic asthma: reproducibility and relationship with lung function and severity. *Thorax* 2002;57:247-253
3. Bankier AA, Fleischmann D, De Maertelaer V, Kontrus M, Zontsich T, Hittmair K, et al. Subjective differentiation of normal and pathological bronchi on thin-section CT: impact of observer training. *Eur Respir J* 1999;13:781-786
4. Berger P, Perot V, Desbarats P, Tunon-de-Lara JM, Marthan R, Laurent F. Airway wall thickness in cigarette smokers: quantitative thin-section CT assessment. *Radiology* 2005;235:1055-1064
5. Orlandi I, Moroni C, Camiciottoli G, Bartolucci M, Pistolesi M, Villari N, et al. Chronic obstructive pulmonary disease: thin-section CT measurement of airway wall thickness and lung attenuation. *Radiology* 2005;234:604-610
6. Nakano Y, Muro S, Sakai H, Hirai T, Chin K, Tsukino M, et al. Computed tomographic measurements of airway dimensions and emphysema in smokers. Correlation with lung function. *Am J Respir Crit Care Med* 2000;162:1102-1108
7. Rubin GD. Data explosion: the challenge of multidetector-row CT. *Eur J Radiol* 2000;36:74-80
8. Markarian B, Dailey ET. Preparation of inflated lung specimens. In Heitzman ER *The lung: radiologic-pathologic correlations*. 2nd ed. St Louis, Mo: Mosby Co., 1984; 4-12
9. van Beek EJ, Hoffman EA. Functional imaging: CT and MRI. *Clin Chest Med* 2008;29:195-216
10. Hoffman EA, Clough AV, Christensen GE, Lin CL, McLennan G, Reinhardt JM, et al. The comprehensive imaging-based analysis of the lung: a forum for team science. *Acad Radiol* 2004;11:1370-1380
11. Grenier PA, Beigelman-Aubry C, Fétita C, Prêteux F, Brauner MW, Lenoir S. New frontiers in CT imaging of airway disease. *Eur Radiol* 2002;12:1022-1044
12. Hogg JC, Chu F, Utokaparch S, Woods R, Elliott WM, Buzatu L, et al. The nature of small-airway obstruction in chronic obstructive pulmonary disease. *N Engl J Med* 2004 24;350:2645-2653
13. Fétita CI, Preteux F, Beigelman-Aubry C, Grenier P. Pulmonary airways: 3-D reconstruction from multislice CT and clinical investigation. *IEEE Trans Med Imaging* 2004;23:1353-1364
14. Montaudon M, Berger P, de Dietrich G, Braquelaire A, Marthan R, Tunon-de-Lara JM, et al. Assessment of airways with three-dimensional quantitative thin-section CT: in vitro and in vivo validation. *Radiology* 2007;242:563-572
15. ImPACT. Philips Mx8000 IDT scanner technical evaluation. 2004; MHRA 04099. (Platten D, Keat N, Lewis M, Edyvean S. *MHRA 04099 Philips Mx8000 IDT scanner technical evaluation*. London: ImPACT, 2004)

Quantitative Analysis of Airway Walls Using CT Software¹

Tae Jung Kim, M.D.^{1,2}, Jin Mo Goo, M.D., Kyung Won Lee, M.D.²,
Hyun Ju Lee, M.D., Kwang Gi Kim, Ph.D.^{1,3}, Jung-Gi Im, M.D.

¹Department of Radiology, Institute of Radiation Medicine, Seoul National University Medical Research Center

²Department of Radiology, Seoul National University Bundang Hospital

³Department of Biomedical Engineering, National Cancer Center

Purpose: The purpose of this study was to develop dedicated software for quantitative analysis of the airways and to validate the software using airway phantoms and excised swine lung.

Materials and Methods: The dedicated software was validated in airway phantoms and excised swine lung through comparison of the actual values with the measurements acquired with dedicated software. The accuracy of the measurements according to the reconstruction methods (standard, lung, sharp) and spatial resolution were compared using airway phantoms. Repeatability of the measurement of airway phantoms was assessed with follow-up CT scans three months later.

Results: Airway dimension measurements obtained in airway phantoms and excised swine lung showed good agreements with actual values. Airway measurements were more accurate when the sharp reconstruction algorithm was used and when the spatial resolution was improved using pixels smaller than conventional size. There was good agreement between the initial airway measurements and those obtained three months later.

Conclusion: We developed and validated dedicated software for quantitative airway measurement. Reconstruction with sharp algorithms and high spatial resolution images is recommended for obtaining airway measurements.

Index words : Tomography, X-ray computed
Software validation
Phantoms, imaging
Swine
Bronchi

Address reprint requests to : Jin Mo Goo, M.D., Department of Radiology, Institute of Radiation Medicine, Seoul National University Medical Research Center, 101 Daehangno, Jongno-gu, Seoul 110-744, Korea.
Tel. 82-2-2072-2624 Fax. 82-2-743-7418 E-mail: jmgoo@plaza.snu.ac.kr