대한영상의학회지 2006;55:565 - 569

1,024 매트릭스 영상재건: 고해상 흉부CT에 대한 유용성[1]

정선영 · 정명진 · 정세민 · 성연미 · 이경수

목적: 고해상 흉부CT에 있어 고화소(1,024×1,024 픽셀 매트릭스) 횡단면 영상이 기존(512x512 픽셀 매트릭스) 영상과 비교하여 유의한 장점이 있는지 알아보고자 하였다.

대상과 방법: 1,024 매트릭스 재건이 지원되는 장비로 고해상 흉부CT를 시행 받은 26명의 환자들로부터 512 매트릭스와 1,024 매트릭스, 그리고 0.625 mm 두께와 1.25 mm 두께로 조합된 네 가지 세트를 각각 재건하였다. 폐기종과 같은 둥글고 경계가 불분명한 저음영 병소 24곳, 선형섬유화와 같은 선형의 경계가 명확한 고음영 병소 46곳으로 총 70곳의 병소를 선택하여 5메가 픽셀 LCD 모니터에서 전시하였다. 모든 영상은 매트릭스 크기나 절편 두께에 대한 정보를 제거하였으며, 세트의 순서는 무작위로 하였다. 두 명의 흉부 영상의학과 전문의가 각 영상에서 표기된 병소를 평가하였으며 다음과 같은 5단계로 분류하였다: (1) 보이지 않음, (2) 거의 보이지 않음, (3) 어느 정도 보임, (4) 잘 보임, (5) 아주 잘 보임. 각 병소에 대해 평가한 결과를 512 대 1024 매트릭스, 0.625 mm 대 1.25 mm 두께의 2×2 조합에 대해 분산분석(analysis of variance test)으로 비교하였다.

결과: 병변을 평가한 평균과 표준편차는 0.625 mm 두께×512 매트릭스에 대하여 3.09(± .92), 0.625 mm 두께×1024 매트릭스에 대하여 3.16(± .84), 1.25 mm 두께×512 매트릭스에 대하여 2.49(±1.02), 1.25 mm 두께×1024 매트릭스에 대하여 2.35(±1.02)였다. 영상 두께에 따른 점수의 차이는 유의하였으나($p < 0.001$), 매트릭스 크기에 따라서는 점수에 유의한 차이가 없었다($p = .678$). 두 명의 관찰자간 상이도(interobserver variation)는 유의하지 않았다($p = 0.691$).

결론: 고해상 흉부CT를 목적으로 한 1,024 매트릭스 재건 영상은 임상적으로 이득이 없는 것으로 생각한다.

1970년대에 전산화단층촬영(Computed tomography, 이하 CT)이 개발된 이래 CT 횡단면 영상의 해상도는 지속적으로 향상되어 현재는 통상적으로 26만 화소 수준(512×512 픽셀 매트릭스)의 횡단면 영상이 사용되고 있다(1, 2). 2000년 이후 세대의 일부 장비들은 100만 화소 수준(1,024×1,024 픽셀 매트릭스)의 횡단면영상 재건(reconstruction)이 지원된다.

상식적으로 이러한 고화소 영상은 더 좋은 공간해상도를 보여 더욱 정밀한 해부학적 구조의 관찰이 가능할 것으로 추정되나, 반면 기존 횡단면영상의 네 배에 이르는 자료 크기 때문에 필연적으로 영상저장비용과 네트워크 전송부하의 증대를 유발할 수밖에 없다. 또한, 이렇게 큰 영상자료를 조작하고 전시하는 워크스테이션의 부하 역시 가중되어 전시속도의 감소, PACS(picture archiving and communication system) 클라이언트 소프트웨어를 비롯한 각종 영상처리 소프트웨어의 불합치 등의 문제점이 예상된다.

따라서 본 연구는 흉부 고해상 CT(high resolution CT, 이하 HRCT)에 있어서 1,024 매트릭스 횡단면 영상이 512 매트릭스 영상과 비교하여 유의한 장점이 있는지 확인해보고자 하였다.

대상과 방법

2006년 3월 한 달간 본원에 내원하여 HRCT를 시행 받은 환자들 중 1,024 매트릭스 재건이 지원되는 장비(Brilliance 40, Philips Medical System, Cleveland, MI)에서 시행된 26예를 대상으로 하였다. 본원에서 시행하는 HRCT검사 표준 프

[1]성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 영상의학과
이 논문은 2006년 3월 21일 접수하여 2006년 5월 19일에 채택되었음.

로토콜은 0.625 mm×40 detector set (Z-축 광선 폭 25 mm), 120 kVp, 1:1.3 피치, 70 mA per slice, 0.5초 갠트리 회전속도로 전폐야를 나선식 체적스캔하며 2.5 mm 절편 두께, 2.5 mm 간격의 영상으로 재건하는 방식으로 시행하고 있다. 이 검사 당시의 생자료(raw data)를 후향적으로 재건하여 36-cm 전시 영상영역(display field of view), 512 매트릭스와 1,024 매트릭스, 그리고 0.625 mm 두께와 1.25 mm 두께의 조합된 네 가지 세트로 재건하였다.

재건된 영상은 팩스 시스템으로 저장되었으며 두 개의 5메가픽셀 LCD 모니터로 구성된 팩스 터미널에서 전시되었다.

각각의 모니터에 2세트씩의 영상을 전시하여 두 개의 모니터에 같은 위치에 해당하는 네 세트 모두를 전시하였다. 각 세트의 순서는 무작위로 배치하였으며 모든 영상은 절편 두께 혹은 매트릭스 크기를 알 수 있는 모든 정보를 제거하였다 (Fig. 1). 보편적으로 통용되는 고해상CT에 해당하는 1.25 mm 두께×512 매트릭스 조합의 영상을 표준영상으로 간주하고, 흉부방사선영상에 대한 경험이 10년 이상 된 영상의학과 전문의 한 명이 표준영상을 기준으로 모니터 상에서 각각의 증례에서 확장된 또는 정상 직경의 기관지, 선상의 섬유화, 기낭(air cyst), 국소적인 폐기종 등 총 70곳의 병소를 선택하였다. 병소의 형태에 따라 기낭, 폐기종과 같이 둥글고 경계가 불명확한 저음영의 병소를 원형 병소, 기관지확장증, 선상섬유

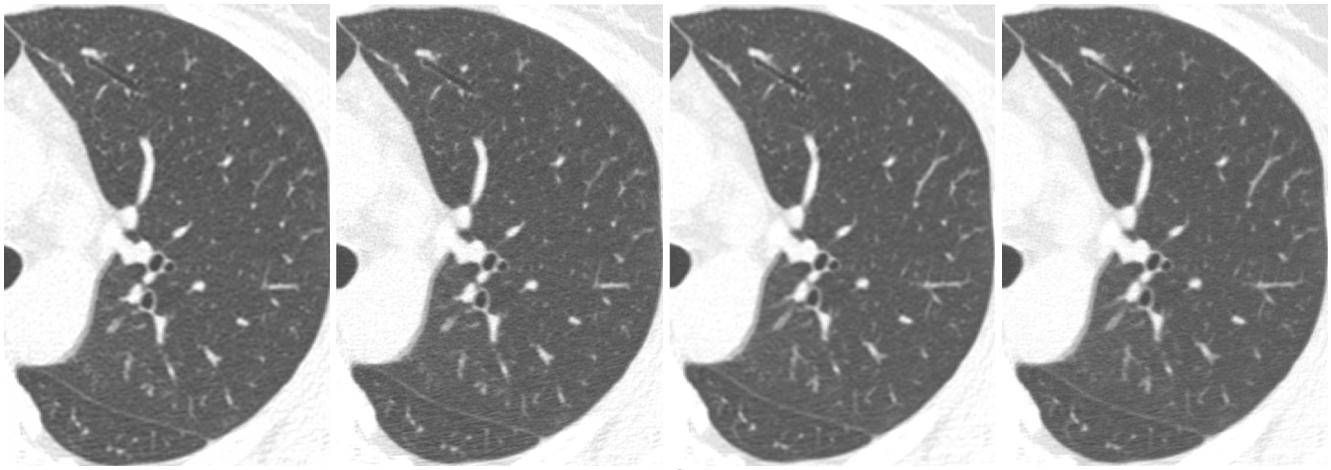

Fig. 1. Comparison of axial CT image with different matrix size and slice thickness.
A. Axial CT image with 0.625 mm slice thickness and 512 matrix size (0.625×0.703×0.703 mm voxel)
B. Image at same plane with A. with 0.625 mm slice thickness and 1024 matrix size (0.625×0.352×0.352 mm voxel)
C. Image at same plane with A. with 1.25 mm slice thickness and 512 matrix size (1.25×0.703×0.703 mm voxel)
D. Image at same plane with A. with 1.25 mm slice thickness and 1024 matrix size (1.25×0.352×0.352 mm voxel)

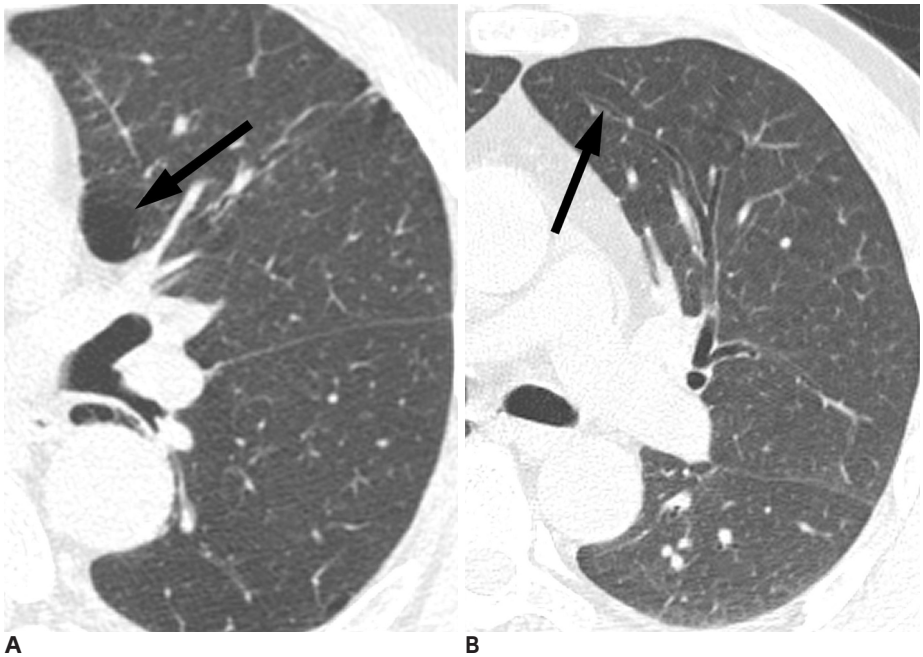

Fig. 2. Displayed lesion types
A. Round lesion (arrow) is noted with low attenuation and without sharp boundary.
B. Linear lesion (arrow) is noted with thin and sharp structure with high attenuation.

화와 같이 선형의 경계가 명확한 고음영으로 보이는 병소를 선형 병소로 분류하였으며 원형 병소는 24곳, 선형병소는 46곳이었다. 이 병소들은 각 세트의 영상에서 같은 위치에 화살표로 표기하였다.

두 명의 영상의학과 의사(전문의 1인, 전공의 1인)가 각 영상에서 표기된 병소를 평가하였으며 다음과 같은 5단계로 분류하였다: (1) 보이지 않음, (2) 거의 보이지 않음, (3) 어느 정도 보임, (4) 잘 보임, (5) 아주 잘 보임.

각 병소에 대해 평가한 결과를 512대 1024 매트릭스, 0.625 mm대 1.25 mm 두께의 2×2 조합에 대해 분산분석(analysis of variance test)으로 비교하였다.

결 과

관찰자들의 평점결과는 Table 1에 요약되어 있다. 병변을 평가한 평균과 표준편차는 0.625 mm 두께×512 매트릭스에 대하여 3.09±.92, 0.625 mm 두께×1024 매트릭스에 대하여 3.16±.84, 1.25 mm 두께×512 매트릭스에 대하여 2.49±1.02, 1.25 mm 두께×1024 매트릭스에 대하여 2.35±1.02였다. 0.625 mm 두께와 1.25 mm 두께에 대한 평균과 표준편차는 각각 3.13±.88, 2.42±1.02였으며, 512 매트릭스와 1024 매트릭스에 대한 평균과 표준편차는 각각 2.79±1.02, 2.76±1.02였다. 원형병소 및 선형병소에 대한 평균과 표준편차는 각각 2.38±.97, 2.98±.98였다.

분산분석의 결과는 표 2에 정리되어 있다. 각각의 비교시에 영상 두께에 따른 점수의 차이는 유의하였으나($p < 0.001$), 매트릭스 크기에 따라서는 유의한 차이가 없었다($p = .678$). 전체적으로 원형병소보다 선형병소가 잘 보였으나($p < 0.001$) 병소의 유형과 매트릭스 크기($p = .884$), 혹은 영상두께($p = .847$)간에 인자간 영향(between subject effect)은 없었다. 두 명의 관찰자 간에 관찰자간 상이도(interobserver variation)는 유의하지 않았다($p = 0.691$).

고 찰

1982년 Todo 등(3)이 처음으로 흉부 질환에 고해상 흉부 CT라는 검사법을 사용한 이래 현재까지 고해상 CT는 흉부 질환의 진단에 가장 강력한 도구의 하나가 되어 있다. 고해상 CT는 얇은 절편두께, 고공간주파수재건알고리듬(high spatial frequency reconstruction algorithm)의 적용 등으로 높은 공간해상도를 성취하게 된다(4). 특히 Mayo 등(5)은 영상영역 25 - cm 정도로 확대된 후향적 표적재건(targeted reconstruction) 과정을 통해 해상도를 향상시킬 수 있다고 하였으며 이러한 표적재건은 이후 오랜 기간 흉부 고해상 CT의 중요한 기술로 사용되어 왔다(4). 그러나 Mayo 등(6)이 위의 논문을 발표하던 당시는 일반적인 CT의 해상도가 256 혹은 320 픽셀 매트릭스였으며 88년 이후 512 매트릭스 장비가 보급되기 시작하였다. 최근 10년 이내로 출시된 장비들은 재건 매트릭스 크기 이외에도 검출기의 효율 향상, 검출기 셀의 증가, 콜리메이터(collimator) 초점 정확도의 향상, X - 선 발생기의 국소초점(focal spot) 의 정밀화 등 다양한 기술적 진보 덕분에 36 - cm 이상의 비교적 넓은 영상영역 하에서도 충분한 해상도를 보이고 있다(7).

한 장의 512 픽셀 매트릭스의 CT영상은 압축되지 않은 상태에서 512 킬로바이트의 자료 크기를 가지며 최근 통용되는 다중검출기 CT(multi - detector CT, 이하 MDCT)와 이에 상응하는 세절편 프로토콜을 적용할 경우 한 환자의 검사 영상은 수백 장에서 1천 장에 이를 수 있다. 512 매트릭스 조건으로 200장의 영상을 얻는다고 가정하면 한 검사의 자료 크기는 100 메가바이트에 달하게 된다. 1024 매트릭스 영상은 같은 조건하에서 512 매트릭스의 네 배 크기를 가지게 되며, 이는 위와 같은 검사에 수백 메가바이트의 용량이 필요하게 된다. 본 연구의 결과에서 영상의 절편두께를 1.25 - mm에서 0.624 - mm로 세절할 경우 검사당 자료의 크기는 두 배로 증

Table 1. Summary of Average Scores of Lesion Conspicuity for Two Observers

Matrix size	Thickness	Observer	Mean Score		
512	0.625 mm	1	3.27±0.90	3.09±0.92	2.79 ±1.02
		2	2.91±0.91		
	1.25 mm	1	2.66±1.03	2.49±1.02	
		2	2.33±0.99		
1024	0.625 mm	1	3.27 ±0.80	3.16±0.84	2.76±1.02
		2	3.06±0.88		
	1.25 mm	1	2.40±1.10	2.35±1.02	
		2	2.30±0.95		

Table 2. Univariate Analysis of Variance Test for Image Thickness, Image Reconstruction Matrix Size, Lesion Types and Observers

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Image thickness	62.257	1	62.257	82.420	0.000
Matrix size	0.130	1	0.130	0.173	0.678
Observer	0.120	1	0.120	0.158	0.691
Lesion type	46.748	1	46.748	61.888	0.000

가하며 영상의 질을 유의하게 향상시킬 수 있었으나, 같은 절편 두께에서 영상의 크기를 1,024 매트릭스로 증가시키는 데에는 네 배의 용량이 소요되는 데에도 영상을 향상시키지 못하였다. 또한, 병소의 형태에 따라 원형 병소와 선형 병소로 구분하였는데, 연구 설계상 원형 병소는 공간해상도보다는 대조도해상도에 영향을 받고 선형 병소는 대조도 해상도보다는 공간해상도에 영향을 주로 받을 것으로 예상했다(Fig. 2). 이는 원형 병소는 그 경계가 매우 얇아 선상 음영으로 식별되지 않고 주로 내부의 저음영으로 식별이 가능한 병소이며, 선형 병소는 분명한 직선 혹은 관 모양의 음영으로 식별이 되는 형태이기 때문이다(8). 연구 설계 당시의 가설로는 상대적으로 영상잡음이 증가하는 0.625-mm 세절편영상에서는 1.25-mm 영상보다 원형 병소의 명시도가 떨어질 것으로 예상하였으나 연구 결과로는 오히려 명시도가 높았다. 반면 가설상 선형 병소에 대한 명시도는 매트릭스의 크기가 증가하는 경우 향상될 것으로 예상하였으나 유의한 차이가 없었으며 오히려 절편 두께의 감소로 선형 병소의 명시도가 향상되었다. 이는 다음과 같이 요약할 수 있다. 첫째, 절편의 두께가 감소하는 것 역시 공간해상도의 향상을 동반하며 이는 선형 병소의 경우일지라도 부분용적효과의 감소에 기인할 것이다. 둘째, 최소한 본 연구에서 적용한 노출조건(슬라이스당 70 mA)까지는 0.625-mm까지 절편의 두께를 감소시켜도 영상잡음의 증가는 병소의 발견에 지장을 줄 정도로 크지 않다. 셋째, 최소한 본 연구에서 적용한 조건(슬라이스당 70 mA, 0.625-1.25-mm thickness)에서는 1,024 매트릭스로의 영상 크기 증가가 유의한 공간 해상도 향상을 동반하지 않는다. 이는 본 연구의 가장 중요한 논점이며 몇 가지 설명이 가능하다. 첫째, 36-cm 관찰영역의 가정하에 512 매트릭스의 한 픽셀 크기는 0.70×0.70-mm이며 1,024 매트릭스의 픽셀 크기는 0.35×0.35-mm이다. 0.625-mm 절편두께에서 512 매트릭스 영상의 복셀 크기는 0.70×0.70×0.625-mm의 정입방체에 가까운 수준이 되며, 1024 매트릭스 영상은 0.35×0.35×0.625-mm의 복셀은 이미 직육면체의 형태를 띠게 된다. 따라서 Z-축 해상도의 향상이 동반되지 않은 X, Y-축 해상도 향상이 실제 공간해상도를 향상시키는데 한계가 있을 것으로 생각한다. 이는 1.25-mm와 0.625-mm 절편두께 영상의 해상도 차이가 유의한 점에서도 유추할 수 있다. 둘째, 매트릭스 증가에 따른 개개 픽셀 크기의 감소에도 실제 공간해상도는 검출기 배열(detector array)의 셀 수, 반응속도나, X-선 튜브의 해상도 등과 같은 하드웨어적인 한계(9, 10), 그리고 생자료의 재건 알고리듬의 특성과 같은 소프트웨어적 한계(11)로 인해 제한되기 때문인 것으로 설명할 수 있다.

결론적으로 현재 상용화된 장비의 기계적 한계를 고려할 때 흉부 고해상CT를 목적으로 한 1,024 매트릭스 재건 영상은 임상적으로 이득이 없는 것으로 생각한다.

참 고 문 헌

1. Kozuka T, Tomiyama N, Johkoh T, Honda O, Koyama M, Hamada S, et al. Coronal multiplanar reconstruction view from isotropic voxel data sets obtained with multidetector-row CT: assessment of detection and size of mediastinal and hilar lymph nodes. *Radiat Med* 2003;21:23-27
2. Yamamoto S, Johkoh T, Mihara N, Umeda T, Azuma M, Nakanishi S, et al. Evaluation of compressed lung CT image quality using quantitative analysis. *Radiat Med* 2001;19:321-329
3. Todo G, Ito H, Nakano Y, Dodo Y, Maeda H, Murata K, et al. High resolution CT (HR-CT) for the evaluation of pulmonary peripheral disorders. *Rinsho Hoshasen* 1982;27:1319-1326
4. Hauser M, Russi EW, Marincek B. High-resolution computerized tomography of the lungs: bases, findings, indications. *Schweiz Med Wochenschr* 1996;126:398-408
5. Mayo JR, Webb WR, Gould R, Stein MG, Bass I, Gamsu G, et al. High-resolution CT of the lungs: an optimal approach. *Radiology* 1987;163:507-510
6. Kalender WA. X-ray computed tomography. *Phys Med Biol* 2006; 51:R29-43
7. Goo JM, Tongdee T, Tongdee R, Yeo K, Hildebolt CF, Bae KT. Volumetric measurement of synthetic lung nodules with multi-detector row CT: effect of various image reconstruction parameters and segmentation thresholds on measurement accuracy. *Radiology* 2005;235:850-856
8. Ross W, Cody DD, Hazle JD. Design and performance characteristics of a digital flat-panel computed tomography system. *Med Phys* 2006;33:1888-1901
9. Chun IK, Cho MH, Lee SC, Cho MH, Lee SY. X-ray micro-tomography system for small-animal imaging with zoom-in imaging capability. *Phys Med Biol* 2004;49:3889-3902
10. Boyce SJ, Samei E. Imaging properties of digital magnification radiography. *Med Phys* 2006;33:984-996
11. Meinel JF, Jr., Wang G, Jiang M, Frei T, Vannier M, Hoffman E. Spatial variation of resolution and noise in multi-detector row spiral CT. *Acad Radiol* 2003;10:607-613

대한영상의학회지 2006;55:565 - 569

J Korean Radiol Soc 2006;55:565 - 569

1024 Matrix Image Reconstruction: Usefulness in High Resolution chest CT[1]

Sun Young Jeong, M.D., Myung Jin Chung, M.D., Semin Chong, M.D.,
Yon Mi Sung, M.D., Kyung Soo Lee, M.D.

[1]*Department of Radiology and Imaging Science, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine*

Purpose: We tried to evaluate whether high resolution chest CT with a 1,024 matrix has a significant advantage in image quality compared to a 512 matrix.

Materials and Methods: Each set of 512 and 1024 matrix high resolution chest CT scans with both 0.625 mm and 1.25mm slice thickness were obtained from 26 patients. Seventy locations that contained twenty-four low density lesions without sharp boundary such as emphysema, and forty-six sharp linear densities such as linear fibrosis were selected; these were randomly displayed on a five mega pixel LCD monitor. All the images were masked for information concerning the matrix size and slice thickness. Two chest radiologists scored the image quality of each arrowed lesion as follows: (1) undistinguishable, (2) poorly distinguishable, (3) fairly distinguishable, (4) well visible and (5) excellently visible. The scores were compared from the the aspects of matrix size, slice thickness and the different observers by using ANOVA tests.

Results: The average and standard deviation of image quality were 3.09 (±.92) for the 0.625 mm×512 matrix, 3.16 (±.84) for the 0.625 mm×1024 matrix, 2.49 (±1.02) for the 1.25 mm×512 matrix, and 2.35 (±1.02) for the 1.25 mm×1024 matrix, respectively. The image quality on both matrices of the high resolution chest CT scans with a 0.625 mm slice thickness was significantly better than that on the 1.25 mm slice thickness ($p < 0.001$). However, the image quality on the 1024 matrix high resolution chest CT scans was not significantly different from that on the 512 matrix high resolution chest CT scans ($p = 0.678$). The interobserver variation between the two observers was not significant ($p = 0.691$).

Conclusion: We think that 1024 matrix image reconstruction for high resolution chest CT may not be clinically useful.

Index words : Computed tomography (CT), image quality
Computed tomography (CT), thin-section
Lung, CT

Address reprint requests to : Myung Jin Chung, M.D., Department of Radiology and Imaging Science, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine, 50, Ilwon-dong, Kangnam-gu, Seoul 135-710, Korea
Tel. 82-2-3410-6435 Fax. 82-2-3410-2559 E-mail: chungmj@smc.samsung.co.kr