

# A Study on the Development and usefulness of the x/y Plane and z Axis Resolution Phantom for MDCT Detector

Yung-Kyoon Kim<sup>1,2</sup>, Dong-Kyoon Han<sup>2,\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Samsung Medical Center, Seoul, Korea

<sup>2</sup>Department of Radiologic Technology, Eulji University, Seongnam, Korea

Received: February 11, 2022. Revised: February 25, 2022. Accepted: February 28, 2022.

## ABSTRACT

The aim of this study is to establish a new QC method that can simultaneously evaluate the resolution of the x/y plane and the z-axis by producing a phantom that can reflect exposure and reconstruction parameter of MDCT system. It was used with Aquilion ONE(Cannon Medical System, Otawara, Japan), and the examination was scanned using of 120 kV, 260 mA, and the D-FOV of 300 mm<sup>2</sup>. It produced new SSP phantom modules in which two aluminum plates inclined at 45° to a vertical axis and a transverse axis to evaluate high contrast resolution of x/y plane and z axis. And it changed factors such as the algorithm, distance from gantry iso-center. All images were reconstructed in five steps from 0.6 mm to 10.0 mm slice thickness to measure resolution of x/y plane and z-axis. The image data measured FWHM and FWTM using Profile tool of Aquarius iNtusion Edition ver. 4.4.13 P6 software(Terarecon, California, USA), and analysed SPQI and signal intensity by ImageJ program(v1.53n, National Institutes of Health, USA). It decreased by 4.09~11.99%, 4.12~35.52%, and 4.70~37.64% in slice thickness of 2.5 mm, 5.0 mm, and 10.0 mm for evaluating the high contrast resolution of x/y plane according to distance from gantry iso-center. Therefore, the high contrast resolution of the x/y plane decreased when the distance from the iso-center increased or the slice thickness increased. Additionally, the slice thicknesses of 2.5 mm, 5.0 mm, and 10.0 mm with a high algorithm increased 74.83, 15.18 and 81.25%. The FWHM was almost constant on the measured SSP graph for evaluating the accuracy of slice thickness which represents the resolution of x/y plane and z-axis, but it was measured to be higher than the nominal slice thickness set by user. The FWHM and FWTM of z-axis with axial scan mode tended to increase significantly as the distance increased from gantry iso-center than the helical mode. Particularly, the thinner slice thickness that increased error range compare with the nominal slice thickness. The SPQI increased with thick slice thickness, and that was closer to 90% in the helical scan than the axial scan. In conclusion, by producing a phantom suitable for MDCT detectors and capable of quantitative resolution evaluation, it can be used as a specific method in the management of research quality and management of outdated equipment. Thus, it is expected to contribute greatly to the discrimination of lesions in the field of CT imaging.

Keywords: MDCT, Resolution, SSP, SPQI, Quality Assurance

## I. INTRODUCTION

컴퓨터 단층촬영(Computed Tomography, CT)은 1972년 Godfrey Newbold Hounsfield의 연구로 Electro-Musical Industries(EMI)사에서 최초의 CT 검

출기가 제작된 이후, 영상의학 분야의 임상 적용뿐만 아니라 물리학적 연구에 이르기까지 매우 다양한 분야에 활용되고 있다. 특히 1990년대 여러 개의 열로 구성된 다열 검출기 CT(Multi Detector Computed Tomography, MDCT) 장치가 개발되면서

\* Corresponding Author: Dong-Kyoon Han E-mail: handk@eulji.ac.kr  
Address: Department of Radiologic Technology, Eulji University, Seongnam, Korea

넓은 범위의 스캔이 가능하여 검사시간 속도와 기 능이 크게 향상되었다<sup>[1,2]</sup>.

과거의 나선형 CT 검출기는 사용할 수 있는 너 비가 제한되어 5 ~ 10 mm의 절편두께를 사용해야 했으며, 결과적으로 축방향(Axial) 스캔 이미지에 비해 해상도가 훨씬 낮은 다중 평면 재구성(Multi Planner Reformation, MPR)영상이 생성되었다. MDCT는 여러 개의 검출기가 병렬로 구성되어 있 어 X선 튜브가 한 번의 회전으로 많은 절편두께에 서 데이터를 동시에 수집할 수 있다<sup>[2]</sup>. 현재 임상에 서 보편적으로 사용되는 64 ~ 320 슬라이스 나선 형 CT는 1회 volume coverage가 4.0 ~ 16.0 cm로 0.5 ~ 0.625 mm 범위의 얇은 절편두께를 획득할 수 있도록 대부분의 제조사에서 제공되고 있다<sup>[3]</sup>.

CT 검사에서 인체의 여러 구조물을 올바르게 표 현되는지 정기적으로 검사하는 것은 매우 중요한 일이다. 임상에서는 축방향보다 나선형 방식으로 스캔이 많이 이루어지고, 3D 영상처리를 위한 얇은 단면 두께와 혈관 및 주변 조직을 잘 관찰하기 위 한 두꺼운 단면 두께의 최대 투사 강도(Maximum Intensity Projection, MIP) 영상 등 목적에 따라서 다 양한 단면 두께가 요구된다<sup>[4]</sup>. 또한, 근골격이나 흉 부 분야에서 고해상도의 영상이 적용된 다양한 알 고리즘의 영상이 필요하다. 그리고 대부분의 CT 영 상은 횡단면 영상 외, 관상면(Coronal plane)과 시상 면(Sagittal plane) 등 MPR 영상의 다양한 재구성 방 향과 조건이 요구된다<sup>[5,6]</sup>. 따라서 다양한 기법이 적 용되는 임상적 현실에 부합되는 검출기의 분해능 평가가 필요하다.

단면 민감도 프로파일(Section Sensitivity Profile, SSP)은 CT 장치에서 x/y 및 z축 영상의 해상도를 설명하는데 널리 사용된다. SSP는 공칭 절편두께 두께를 나타내는 파라미터로서 반치폭(Full Width at Half Maximum, FWHM)으로 표현된다. 이외에도 1/10치폭(Full Width at Tenth Maximum, FWTM)을 사용하고 있다. SSP에 영향을 주는 대표적이 요소 는 선형보간법(Linear Interpolation, LI), Pitch, 절편 두께, 그리고 영상 재구성 간격에 해당된다<sup>[7,8]</sup>.

MDCT는 z축(Longitudinal axis)과 x/y 평면 (Transverse plane)으로 검출기 수가 증가하기 때문

에 장비의 적정화질을 구현하기 위하여 다양한 매 개변수가 복잡하게 적용된다. 따라서 본 논문의 목 적은 MDCT의 다양한 매개변수와 재구성 조건을 세밀하게 반영하고 x/y plane과 z 축의 분해능을 동 시에 평가할 수 있는 새로운 팬텀을 개발하여 유용 성을 파악하고자 한다.

## II. MATERIAL AND METHODS

### 1. 연구 대상 및 팬텀

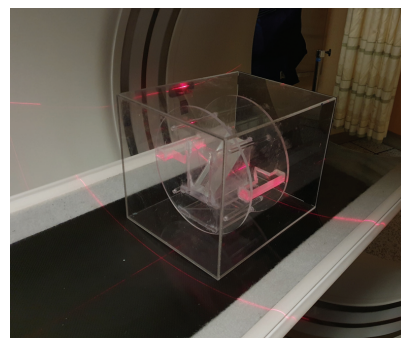
CT 장비는 Aquilion ONE(Cannon Medical System, Otawara, Japan)을 사용하였으며, 실험 전에 공기 보정(Air calibration)을 시행하였다. 검사조건은 관 전압 120 kV에 관전류는 260 mA, 회전시간 1.0 sec 그리고 관심영역(Display-Field Of View, D-FOV) 300 mm<sup>2</sup>로 동일하게 설정하였다.

Table 1. The parameter of CT examination according to patient weight

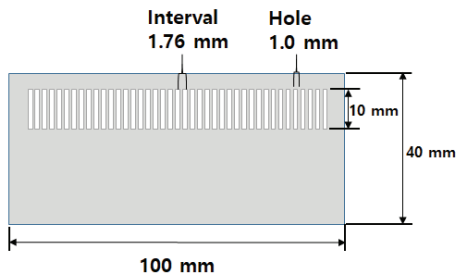
Tube voltage (kV)	Tube current (mA)	Scan-FOV	Display FOV (mm <sup>2</sup> )
120	260	Large	300

FOV: Field of view

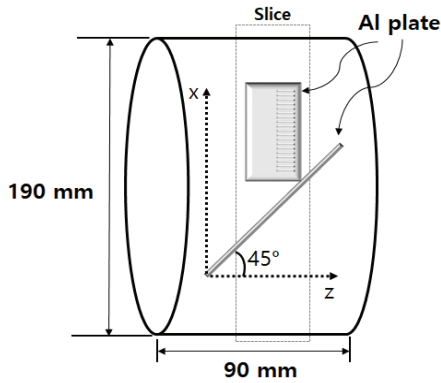
SSP 팬텀의 모듈은 두 개의 알루미늄 판을 종축 과 횡축 맞추어 각각 45°로 경사지게 배치하여 제 작하였다. 고대조도 분해능을 평가할 수 있도록 알 루미늄 판에 1.76 mm 간격으로 직경 1.0 mm의 일련의 홈을 삽입하였다. 외벽 홀더는 20 × 20 × 30 cm<sup>3</sup> 크기를 지닌 0.5 mm 두께의 직사각형 아크릴 박스로 구성하였고, 주변부 배경물질로 물을 채울 수 있도록 설계하였다.



(A) SSP phantom module



(B) Aluminum plate



(C) Assembly diagram of SSP phantom

Fig. 1. Visualization of the SSP phantom.

## 2. 연구방법

### 2.1 x/y plane의 고대조도 분해능 측정

ImageJ program (v1.53n, National Institutes of Health, USA)의 Plot profile tool을 이용하여 진폭 차이를 측정하여 신호강도를 평가하였다. 신호강도의 공식은 Eq. (1)과 같다.

$$Contrast\ Resolution\ (Intensity) = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} \quad (1)$$

$I_{max}$ 는 신호강도의 최대값이고  $I_{min}$ 은 최소값이다.

고대조도 분해능 평가를 위한 매개변수는 갠트리 등각점의 거리와 재구성 알고리즘을 변화시켰다. 그리고 검사방법은 나선형 스캔하였으며 Pitch는 0.806:1로 설정하였다. 절편두께는 2.5, 5.0, 10.0 mm로 재구성하였다.

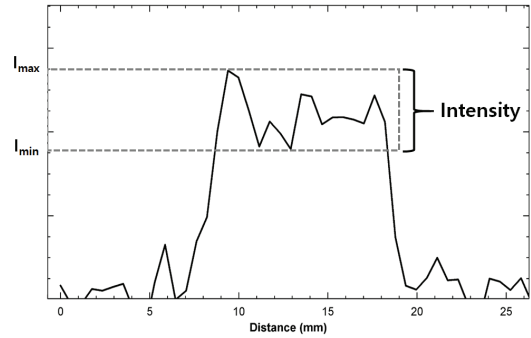


Fig. 2. Signal intensity in Plot profile of ImageJ program for the dedicated contrast resolution in SSP phantom.

### 2.2. x/y plane과 z축의 절편두께 분해능 측정

Aquarius iNtuition Edition ver. 4.4.13.P6 software (Terarecon, California, USA)의 Profile analysis tool을 이용하여 x/y plane 및 z축 단면의 절편두께별로 FWHM과 FWTM을 측정하였으며, ImageJ program을 사용하여 SPQI를 계산하였다. 갠트리 등각점부터의 거리와 알고리즘을 변화시켰으며, 절편두께는 0.6 mm에서 10.0 mm까지 5단계로 재구성하였다. 이때 x/y plane 절편두께를 평가하기 위한 영상은 MPR 기법을 이용하여 관상면으로 재구성하였다. SPQI의 공식은 Eq. (2)와 같다.

$$SPQI(\%) = \frac{Rebound\ by\ the\ nominal\ slice\ thickness}{Area\ of\ ideal\ profile} \times 100 \quad (2)$$

## 3. 통계분석

PASW Statistics 18. Release 18.0.0 프로그램을 사용하였으며, 모든 통계학적 유의 수준은 0.05 이하로 정하였다. 갠트리 등각점부터 거리와 재구성 알고리즘에 따른 분해능을 평가하기 위하여 집단 간 차이를 One-way anova로 분석하였으며, Dunnett 방법으로 사후 검정하였다.

## III. RESULT

### 1. x/y plane의 고대조도 분해능 평가

#### 1.1 갠트리 등각점 거리에 따른 고대조도 분해능

갠트리 등각점부터 x/y 평면 방향으로 1.5, 3.0, 4.5, 6.0 cm 거리가 증가함에 따라서 고대조도 분해능을 평가한 결과, 2.5 mm 절편두께는 각각 4.09, 6.85, 9.58, 11.99%의 차이로 감소되었다. 그리고, 1.5, 3.0, 6.0 cm의 지점에서 5.0 mm와 10 mm 절편 두께는 각각 4.12, 16.63, 35.52%, 그리고 4.70, 18.16, 37.64% 감소되었으며, 4.5 cm 지점은 유의한 차이가 보이지 않았다. 결과적으로 x/y plane의 고대조도 분해능은 갠트리 등각점에서 거리가 멀어 질수록 감소되었으며, 공칭 절편두께가 커질수록 고대조도 분해능의 감소폭이 증가되었다.

Table 2. Results of high contrast resolution according to the change of distance from iso-center

Slice thickness (mm)	Distance (cm)	Intensity (Mean ± SD)	P
2.5	0 (Center)	57.20 ± 2.09	0.004
	1.5	54.86 ± 0.89	
	3.0	53.28 ± 1.47	
	4.5	51.72 ± 0.86	
	6.0	50.34 ± 1.33	
5.0	0 (Center)	45.64 ± 1.56	0.001
	1.5	43.76 ± 1.48*	
	3.0	38.05 ± 2.44	
	4.5	33.66 ± 2.22	
	6.0	29.43 ± 1.47	
10.0	0 (Center)	23.62 ± 1.53	0.001
	1.5	22.51 ± 0.85*	
	3.0	19.33 ± 1.45	
	4.5	15.29 ± 0.85	
	6.0	14.73 ± 1.28	

\* : p>0.05 post-hoc test with change of distance from Iso-center.

### 1.2 재구성 알고리즘에 따른 고대조도 분해능

FC04 알고리즘을 기준으로 FC26과 FC55를 비교 평가한 결과, 2.5 mm 절편두께의 고대조도 분해능은 각각 5.30, 74.83% 증가되었다. 5.0 mm는 각각 9.76, 15.18%, 그리고 10 mm는 각각 51.70, 81.25% 증가되었다. 결과적으로 x/y plane은 재구성 알고리즘을 High 단계로 적용하거나 공칭 절편두께가 얇아질수록 고대조도 분해능의 증가폭이 커졌다.

Table 3. Results of high contrast resolution according to the change in reconstruction algorithm

Slice thickness (mm)	Algorithm	Intensity (Mean ± SD)	P
2.5	FC04	54.32 ± 1.55	0.001
	FC26	57.20 ± 2.09	
	FC55	94.97 ± 7.07	
5.0	FC04	41.58 ± 0.86	0.014
	FC26	45.64 ± 1.56	
	FC55	47.89 ± 2.23	
10.0	FC04	15.57 ± 0.96	0.001
	FC26	23.62 ± 1.53	
	FC55	28.22 ± 1.85	

### 2. x/y plane과 z축의 절편두께 분해능 평가

스캔 방법에 따른 x/y plane의 FWHM 차이는 0.6, 1.3, 2.5, 5.0 mm에서 각각 15.38, 15.46, 63.52, 4.39% 차이로 축방향 스캔이 더 적었으나, 10 mm 절편두께는 반대로 2.71% 증가되었다. FWTM은 0.6, 2.5 mm에서 각각 1.81, 9.22% 축방향 스캔이 더 감소되었고, 1.3, 5.0, 10.0 mm는 각각 2.13, 0.58, 0.61% 반대로 증가되었다. 그리고 x/y plane의 SPQI는 축방향 스캔에서 78.28 ~ 88.74%이었고, 나선형 스캔은 78.91 ~ 89.07%로 나타났다.

z축의 FWHM은 0.6, 1.3, 2.5, 5.0, 10.0 mm에서 각각 5.19, 4.55, 2.66, 2.07, 0.70%의 차이로 축방향 스캔방법이 공칭 절편두께에 더 가까웠다. 그리고 FWTM은 0.6, 1.3, 2.5, 5.0 mm에서 각각 9.44, 5.07, 2.75, 3.51% 감소되었고, 10.0 mm는 0.66% 증가되었다. 또한 z축의 SPQI 값은 축방향 스캔에서 78.71 ~ 91.20%였고, 나선형 스캔은 78.92 ~ 92.58%로 나타났다. 축방향과 나선형 스캔방법 모두 절편두께의 폭이 증가될수록 90%에 가까워졌다.

그리고 축방향 스캔이 나선형 스캔보다 FWHM이 공칭 절편두께에 더 가까웠다. 이는 각각의 SSP 그래프가 직사각형의 공칭 절편두께 모양에 가깝다는 것을 나타낸다. FWHM은 모두 사용자가 설정한 공칭 절편두께보다 모두 크게 측정되었으며, 절편두께가 작아질수록 점점 오차가 커졌다.

Table 4. The FWHM, FWTM and SPQI of x/y plane and z axis SSPs for the five reconstructed slice thickness

	Scan mode	Slice thickness (mm)	FWHM (mm)	P	FWTM (mm)	P	SPQI (%)
x/y plane	Axial	0.6	1.95 ± 0.03	0.001	4.43 ± 0.18	0.001	78.28
		1.3	2.07 ± 0.03		5.17 ± 0.03		78.16
		2.5	2.76 ± 0.08		6.40 ± 0.55		80.37
		5.0	5.24 ± 0.07		10.30 ± 0.70		84.40
		10.0	10.32 ± 0.17		16.46 ± 0.87		88.74
	Helical	0.6	2.25 ± 0.13	0.001	4.51 ± 0.02	0.001	78.94
		1.3	2.39 ± 0.33		5.06 ± 0.02		79.97
		2.5	2.94 ± 1.24		6.99 ± 0.04		81.12
		5.0	5.47 ± 2.45		10.24 ± 0.10		85.38
		10.0	10.04 ± 3.32		16.36 ± 0.24		89.07
z Axis	Axial	0.6	1.54 ± 0.13	0.001	2.86 ± 0.04	0.001	78.71
		1.3	1.76 ± 0.02		3.35 ± 0.11		79.29
		2.5	2.63 ± 0.05		4.37 ± 0.09		86.36
		5.0	4.84 ± 0.04		6.84 ± 0.07		86.26
		10.0	9.95 ± 0.08		12.16 ± 0.07		91.20
	Helical	0.6	1.62 ± 0.03	0.001	3.13 ± 0.03	0.001	78.92
		1.3	1.84 ± 0.03		3.52 ± 0.04		78.93
		2.5	2.70 ± 0.06		4.49 ± 0.06		81.11
		5.0	4.94 ± 0.06		7.08 ± 0.07		86.98
		10.0	10.02 ± 0.32		12.08 ± 0.28		92.58

#### IV. DISCUSSION

진단 영상 분야에서 MDCT는 다양한 질병의 검출과 평가가 가능하여 그 활용영역이 증가되고 있다<sup>[2]</sup>. 본 논문에서는 검출기의 분해능에 영향을 주는 매개변수가 과거 단일 검출기 방식의 CT(Single Detector Computed Tomography, SDCT)에 비하여 매우 복잡하고 다양해진 현실을 고려하여<sup>[9]</sup>, 최신 MDCT 장비를 대상으로 z축과 x/y plane의 분해능을 평가하기 위한 새롭고 실용적인 팬텀과 평가 방법을 개발하고 유용성을 평가하는 것이다.

임상에서는 다양한 검사조건을 적용한 영상이 진단에 이용하고 있으나 정도관리는 규정된 조건에서만 관리하므로 실제 환자의 검사조건에 부합하는 성능평가를 반영하지 못한다. 절편두께를 평가하기 위한 상업화된 팬텀은 각 장비회사에서 제공하는 프로토콜과 옵션을 배제하여 가능한 동일한 조건에서 측정되도록 규정되어 있다<sup>[10,11]</sup>. 본 연구에서 개발된 새로운 SSP 팬텀과 평가 절차는 모

든 MDCT 검출기에서 쉽게 재현이 가능한 Profile tool과 결합된 방식을 채택하였다. z축과 x/y plane의 분해능을 즉시 결정하므로 빠른 검사를 위한 효율적인 방법으로서 적용될 수 있다. 또한 MDCT의 절편두께에 영향을 주는 매개변수들의 평가와 0.6 ~ 2.5 mm이하의 얇은 절편두께까지 분석할 수 있는 점이 본 연구의 중요한 성과이다.

고대조도 분해능은 CT 장치의 불완전성과 회절 효과로 인해 영상 분포의 진폭은 측면으로 이동할수록 감소된다. 진폭의 감소는 곧 CT 시스템의 대비에서 성능의 저하를 나타낸다<sup>[12]</sup>. CT 영상에서 변조전달함수(Modulation Transfer Function, MTF)로 표시되는 x/y plane 내 공간 분해능과 SSP로 표시되는 z축 방향의 공간 분해능을 구별하는 것이 중요하다. 스캔 평면의 공간 분해능은 초점의 크기 및 모양, 검출기 조리개 및 재구성 알고리즘 등의 영향을 받는다<sup>[13]</sup>.

SSP 곡선은 MDCT의 z축 공간 분해능을 가장 잘 표현하는 그래프이다<sup>[14-16]</sup>. FWHM 및 FWTM은 SSP

그래프에서 50% 지점과 10% 지점의 길이를 각각 측정된 값으로 절편두께의 변화를 잘 표현한다<sup>[7]</sup>. 절편두께의 증감에 따라서 영상의 잡음과 분해능의 차이는 매우 크게 나타난다. 이러한 SSP의 본질적인 불확실성은 주로 잡음이나 나선형 스캔의 인공물에 기인한다. SSP에 영상을 주는 기하학적 매개변수는 스캔 방법, 빔 폭, Tube의 초점 크기 그리고 Pitch 등이 있고, 재구성 매개변수는 알고리즘과 LI 표본추출 횟수 등이 있다<sup>[17-19]</sup>.

과거에 SDCT의 영상은 5.0 mm에서 10.0 mm 범위의 두꺼운 절편두께가 사용되었으며, 이러한 영상에 대한 SSP의 측정과 설명은 FWHM과 FWTM의 개념으로 설명하기에 충분하였다. 그러나 MDCT 기하학적 조건과 영상의 재구성 기술 발전으로 인하여 z축에서 시스템 성능을 완전히 특성화하는데 사용하기 어려운 측면이 많다. FWHM 지표는 프로파일의 형태를 나타내지 않기 때문에 SSP를 보다 정확하게 표현할 수 있는 SPQI 지표가 있다<sup>[9]</sup>. 본 연구에서는 MDCT의 성능을 보다 세밀하게 평가하기 위하여 FWHM과 FWTM외에 SPQI를 결과의 지표로 사용하였다.

비드방식으로 SSP를 평가한 선행 연구에서 겐트리 등각점에서 z축으로 10 cm 떨어진 지점의 SSP 곡선은 약간 넓어지는 양상을 보이고, 1.25 mm, 1.50 mm, 2.00 mm 절편두께의 반치폭은 최대 6.8% 증가되었다<sup>[17]</sup>. 본 연구에서는 축방향 스캔에서 0.6 mm는 4.40 ~ 6.95%, 1.3 mm는 1.49 ~ 3.88% 그리고 2.5 mm는 2.62 ~ 4.41% 증가되었고, SPQI는 0.6 mm 절편두께에서 4.44 ~ 9.65%, 1.3 mm는 2.20 ~ 5.30%, 그리고 2.5 mm는 1.42 ~ 2.86% 감소되었다. 나선형 스캔에서는 0.6 mm와 1.3 mm 그리고 2.5 mm는 각각 3.12 ~ 8.82%, 3.38 ~ 7.83%, 2.56 ~ 4.66% 증가되었다. 따라서 160 cm의 넓은 빔 검사범위를 이용한 축방향 스캔은 나선형 스캔 방법 보다 겐트리 중심선에서 거리가 증가할수록 FWHM이 증가되었으며, 공칭 절편두께와의 차이는 커졌다.

SPQI 평가는 Pitch와 무관하게 MDCT의 결과 프로파일이 이상적인 직사각형 모양에 가깝기 때문에 단일 절편두께 시스템에 비해 MDCT의 우수한 성능을 입증한다는 것을 보여준다. 우리는 SPQI가

공칭 절편두께 폭과 함께 증가한다는 것을 발견하였는데, 이는 프로파일이 이상적인 직사각형 모양에 근접했음을 나타낸다. 일련의 연구에서 겐트리 등각점에서 측정된 SSP는 시스템 성능을 완전히 특성화할 수 없다고 알려져 있다<sup>[20]</sup>.

CT 장치의 성공적인 임상적용은 검출기의 볼륨 검사범위 속도에 의해 좌우되며, 좋은 영상 품질을 유지하면서 넓은 관심영역의 볼륨을 신속하게 스캔할 수 있는 기능을 말한다. 테이블 전송 속도 즉, 볼륨 검사범위 속도가 증가되면 일반적으로 임상적으로 매우 뛰어난 영상을 획득할 수 있다<sup>[21]</sup>. Catphan® 팬텀을 이용한 SSP 연구에서 256 MDCT의 경우 FWHM은 축방향 1.18 mm, 나선형 스캔의 경우 0.96 mm, 64 MDCT의 경우 FWHM은 0.77 mm이었다. FWHM이 커진 것은 X선 커버력 향상을 위해 X선 튜브가 기울어져 유효초점 크기가 커졌기 때문으로 풀이된다<sup>[22]</sup>. 그러나 본 논문에서는 빔 검사범위의 변화에 따른 변수를 고려하여 실험하지 않았다. 빔 검사범위 외에 초점의 크기와 같은 기하학적 매개변수의 복합적인 요인을 이해하고 동시에 평가되어야 한다. 또한 장비의 구조적인 특성으로 인하여 촬영 방법에 대한 조건, 기술 요소에 대한 편향 오류, 변동성 평가 등에도 많은 어려움이 있었다. x/y plane의 고대조도 분해능 측정에서는 다양한 크기의 홈을 제작하여 MTF로 측정 방식으로 발전시킨다면 보다 향상된 결과를 도출할 것이라고 예상된다.

## V. CONCLUSION

본 연구에서는 MDCT 장치의 기술요소를 충분히 반영하여 성능을 평가할 수 있는 새로운 SSP 팬텀과 표준화된 측정방법을 적용하였다. MDCT 검출기의 특징을 고려하여 x/y plane과 z축 FWHM과 FWTM 이외에 SPQI를 측정하여 분해능을 비교 평가할 수 있었다. 따라서 노후 장비와 영상 품질 관리의 구체적인 방법으로 활용될 수 있으며, 진단 영상 분야에서 병변의 감별에 큰 기여를 할 수 있을 것으로 기대한다.

## Reference

- [1] P. Rogalla, C. Kloeters, P. A. Hein, "CT technology overview: 64-slice and beyond", *Radiologic Clinics of North America*, Vol. 47, No. 1, pp. 1-11, 2009. <http://dx.doi.org/10.1016/j.rcl.2008.10.004>
- [2] J. Hsieh, T. Flohr, "Computed tomography recent history and future perspectives", *Journal of Medical Imaging*, Vol. 8, No. 5, pp. 052109, 2021. <http://dx.doi.org/10.1117/1.JMI.8.5.052109>
- [3] Y. Q. Liu, "Multi-slice spiral CT: recent advances of technology and clinical application", Vol. 28, No. 1, pp. 1-2, 2006.
- [4] A. K. Singh, D. V. Sahani, C. R. Kagay, S. P. Kalva, M. C. Joshi, N. Elias, T. Kawai, "Semiautomated MIP images created directly on 16-section multidetector CT console for evaluation of living renal donors", *Radiology*, Vol. 244, No. 2, pp. 583-673, 2007. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2442060909>
- [5] Masafumi Uchida, Jun Sakoda, Shunji Arikawa, Yukiko Kunou, Masatoshi Ishibashi, Toshi Abe, Naofumi Hayabuchi, "Comparison of dynamic MRI at 3.0 T and MDCT of pancreatobiliary disease: evaluation with source, MPR, CPR, and MIP images for image quality and hepatic arterial and portal venous vessel conspicuity", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 29, No. 4, pp. 846-898, 2009. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.21701>
- [6] M. De Monti, G. Ghilardi, L. Caverni, L. Ceriani, S. Soldi, F. Massaro, R. Buchbut, D. Gobatti, R. Scorza, "Multidetector helical angio CT oblique reconstructions orthogonal to internal carotid artery for preoperative evaluation of stenosis. A perspective study of comparison with US color Doppler, digital subtraction angiography and intraoperative data", *Minerva Cardioangiologica*, Vol. 51, No. 4, pp. 373-385, 2003.
- [7] A. Crespi, S. Leoni, G. Montanari, N. Paruccini, G. Pedroli, M. Grimaldi, E. Salvini, "The evaluation of the physical characteristics of a volumetric computer tomograph", *La Radiologia Medica*, Vol. 91, No. 4, pp. 460-466, 1996.
- [8] R. A. Drebin, L. Carpenter, P. Hanrahan, "Volume rendering", *ACM SIGGRAPH Computer Graphics*, Vol. 22, No. 4, pp. 65-74, 1988. <https://doi.org/10.1145/378456.378484>
- [9] W. A. Kalender, *Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications*, John Wiley & Sons, pp. 140-147, 2011.
- [10] J. I. Choi, D. G. Na, H. H. Kim, Y. M. Shin, K. J. Ahn, J. Y. Lee, "Quality Control of Medical Imaging", *Journal of the Korean Radiological Society*, Vol. 50, No. 5, pp. 317-331, 2004. <https://doi.org/10.3348/jkrs.2004.50.5.317>
- [11] J. S. Lee, "Current status of quality management of medical imaging in Korea", *Journal of the Korean Medical Association*, Vol. 58, No. 12, pp. 1119-24, 2015. <http://dx.doi.org/10.5124/jkma.2015.58.12.1119>
- [12] K. Rossmann, "Point spread-function, line spread-function, and modulation transfer function. Tools for the study of imaging systems", *Radiology*, Vol. 93, No. 2, pp. 257-72, 1969. <http://dx.doi.org/10.1148/93.2.257>
- [13] J. Hsieh, *Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances*, SPIE press Vol, 2003.
- [14] G. Wang, M. W. Vannier, "Spatial variation of section sensitivity profile in helical computed tomography", *Medical physics*, Vol. 21, No. 9, pp. 1491-7, 1994. <http://dx.doi.org/10.1118/1.597199>
- [15] A. Polacin, W. A. Kalender, G. Marchal, "Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in helical CT", *Radiology*, Vol. 185, No. 1, pp. 29-35, 1992. <http://dx.doi.org/10.1148/RADIOLOGY.185.1.1523331>
- [16] W. J. Davros, B. R. Herts, J. J. Walmsley, N. A. Obuchowski, "Determination of spiral CT slice sensitivity profiles using a point response phantom", *Journal of Computer Assisted Tomography*, Vol. 19, No. 5, pp. 838-43, 1995. <http://dx.doi.org/10.1097/00004728-199509000-00031>
- [17] T. Fuchs, J. Krause, S. Schaller, T. Flohr, W.A. Kalender "spiral interpolation algorithms for multislice helical CT. II. Measurement and evaluation of slice sensitivity profiles and noise at a clinical multislice system", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 19, No. 9, pp. 835-847, 2000. <http://dx.doi.org/10.1109/42.887833>

- [18] Katsuyuki Taguchi, Hiroshi Aradate, "Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT", *Medical Physics*, Vol. 25, No. 4, pp. 550-561, 1998. <http://dx.doi.org/10.1118/1.598230>
- [19] M. Kachelriess, S. Schaller, W. A. Kalender, "Advanced single-slice rebinning in cone-beam spiral CT", *Medical Physics*, Vol. 27, No. 4, pp. 754-772, 2000. <https://doi.org/10.1118/1.598938>
- [20] Y. Y. Shin, D. R. Geoffrey, N. Sandy, "Spatially varying longitudinal aliasing and resolution in helical computed tomography", *Medical physics*, Vol. 26, No. 12, pp. 2617-2625, 1999. <http://dx.doi.org/10.1118/1.598801>
- [21] Brink Ja, "Technical aspects of helical (spiral) CT", *Radiologic Clinics of North America*, Vol. 33, No. 5, pp. 825-841, 1995.
- [22] S. Mori, M. Endo, T. Obata, T. Tsunoo, K. Susumu, S. Tanada, "Properties of the prototype 256-row (cone beam) CT scanner", *European Radiology*, Vol. 16, No. 9, pp. 2100-2108, 2006. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-006-0213-6>



# MDCT 검출기의 x/y plane과 z축 분해능 팬텀 개발 및 유용성에 관한 연구

김영균<sup>1,2</sup>, 한동균<sup>2,\*</sup>

<sup>1</sup>삼성서울병원 영상의학과

<sup>2</sup>을지대학교 방사선학과

## 요 약

본 연구의 목적은 MDCT의 다양한 매개변수와 재구성 조건을 반영하고 z축과 x/y plane의 분해능을 동시에 평가할 수 있는 새로운 팬텀과 평가 방법을 정립하고 유용성을 파악하고자 한다. CT 장비는 Aquilion ONE(Cannon Medical System, Otawara, Japan)을 사용하였으며, 관전압 120 kV에 관전류는 260 mA, 그리고 재구성 영상은 D-FOV 300 mm<sup>2</sup>로 동일하게 설정하였다. 자체 제작한 SSP 측정 팬텀을 이용하여 고대조도 분해능과 절편두께 분해능을 평가하였다. 이때 갠트리 등각점부터의 거리와 재구성 알고리즘을 변화시켰다. 절편두께는 0.6 mm에서 10.0 mm까지 5단계로 재구성하였다. 영상의 분석은 Aquarius iNtuition Edition ver. 4.4.13.P6 software (Terarecon, California, USA)의 Profile tool을 이용하여 FWHM과 FWTM을 측정하였으며, ImageJ program(v1.53n, National Institutes of Health, USA)의 Plot profile tool을 사용하여 SPQI와 신호강도를 평가하였다. x/y plane의 고대조도 분해능을 평가한 결과, 갠트리 등각점에서 거리가 멀어질수록 2.5, 5.0, 10.0 mm의 절편두께에서 각각 4.09~11.99%, 4.12~35.52%, 4.70~37.64% 감소되었으며, 공칭 절편두께가 두꺼워질수록 감소폭이 증가되었다. 그리고 2.5, 5.0, 10.0 mm의 절편두께에서 High 알고리즘을 적용하면 고대조도 분해능이 각각 74.83, 15.18, 81.25% 증가되었다. x/y plane 및 z축의 절편두께 분해능을 평가한 결과, SSP 곡선에서 FWHM은 거의 일정하지만 사용자가 설정한 공칭 절편두께보다 모두 높게 측정되었다. 갠트리 등각점부터 거리가 멀어질수록 절편두께의 분해능이 감소되었다. 축방향 스캔이 나선형 방법보다 z축 FWHM과 FWTM이 더 증가되었다. 특히, 절편두께가 얇을수록 공칭 절편두께와 오차 범위가 증가되었다. 그리고 SPQI는 절편두께가 커질수록 증가되었으며 나선형 스캔이 축방향 스캔보다 90%에 가까워졌다. MDCT 장치의 성능을 평가할 수 있는 SSP 팬텀을 개발하여 x/y plane과 z축의 분해능을 비교 평가함으로써 노후 장비 관리와 화질 평가의 구체적인 방법으로 활용될 수 있으며, 진단 영상 분야에서 병변 감별에 큰 기여를 할 수 있을 것으로 기대한다.

중심단어: MDCT, 분해능, SSP, SPQI, 정도관리

## 연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	김영균	삼성서울병원 영상의학과 을지대학교 방사선학과	방사선사 대학원생
(교신저자)	한동균	을지대학교 방사선학과	교수