

논문 2014-51-12-17

# AAPM Phantom을 이용한 CT 영상 평가 시 자동화된 정량적 분석 방법 개발

(Development of Automatized Quantitative Analysis Method in CT  
Images Evaluation using AAPM Phantom)

노 성 순\*, 엄 효 식\*, 김 호 철\*\*

(Sung Sun Noh, Hyo Sik Um, and Ho Chul Kim<sup>©</sup>)

## 요 약

CT 표준팬텀을 이용한 대조도 분해능 평가와 공간 분해능 영상 평가 시 평가자의 주관적 판단에 의한 오류를 최소화하기 위한 자동화된 정량적 평가 방법을 제시하고, 그 유용성을 평가하고자 한다. Nuclear Associates社 AAPM CT Performance Phantom(Model 76-410)을 사용하여 120kVp와 250mAs, 10mm collimation과 25cm 이상의 SFOV(scan field of view), 25cm의 DFOV(display field of view)의 촬영조건으로, standard reconstruction algorithm을 이용하여 촬영한 24개의 적합 팬텀 영상과 20개의 부적합 팬텀 영상을 대상으로 평가하였다. 대조도 분해능과 공간 분해능 영상을 정량적으로 평가하기 위해 Mathwork社 Matlab(Ver. 7.6. (R2008a)) software를 이용하여 자체 개발한 평가 프로그램을 사용하였다. 본 연구에서는 자체 개발한 자동화된 평가 프로그램을 이용하여 평가한 결과, 정성적 평가 항목을 객관적 수치로 평가할 수 있었다. 첫째, 대조도 분해능의 경우 이심률 지수(eccentricity index, EI)가 0.50, 0.51, 0.52, 0.53 일 때 정성적으로 평가한 결과와 정량적으로 평가한 결과가 일치했다. 둘째, 대조도 분해능에서 대조도 대 잡음비(contrast to noise ratio, CNR)이 -0.0018~-0.0010인 경우에 정성적으로 평가한 결과와 정량적으로 평가한 결과가 일치했다. 셋째, 공간 분해능의 경우 영상 분할 기법을 통해 구멍의 외곽선 윤곽을 자동으로 분할 추출한 결과, 정성적으로 평가한 결과와 정량적으로 평가한 결과가 일치했다.

## Abstract

When evaluating the spatial resolution images and evaluation of low contrast resolution using CT standard phantom, and might present a automated quantitative evaluation method for minimizing errors by subjective judgment of the evaluator be, and try to evaluate the usefulness. 120kVp and 250mAs, 10mm collimation, SFOV(scan field of view) of 25cm or more than, exposure conditions DFOV(display field of view) of 25cm, and were evaluated the 24 passing images and 20 failing images taken using a standard reconstruction algorithm by using the Nuclear Associates, Inc. AAPM CT Performance Phantom(Model 76-410). Quantitative evaluation of low contrast resolution and spatial resolution was using an evaluation program that was self-developed using the company Mathwork Matlab(Ver. 7.6. (R2008a)) software. In this study, the results were evaluated using the evaluation program that was self-developed in the evaluation of images using CT standard phantom, it was possible to evaluate an objective numerical qualitative evaluation item. First, if the contrast resolution, if EI is 0.50, 0.51, 0.52, 0.53, as a result of evaluating quantitatively the results were evaluated qualitatively match. Second, if CNR is -0.0018~-0.0010, as a result of evaluating quantitatively the results were evaluated qualitatively match. Third, if the spatial resolution, as a result of using a image segmentation technique, and automatically extract the contour boundary of the hole, as a result of evaluating quantitatively the results were evaluated qualitatively match.

**Keywords** : AAPM CT phantom, low contrast resolution, spatial resolution, quantitative evaluation

\* 정희원, 서울아산병원 영상의학과  
(Department of Radiology, Asan Medical Center)

\*\* 정희원, 을지대학교 보건과학대학 방사선학과  
(Department of Radiological Science, Eulji University)

© Corresponding Author(E-mail: tiger1005@gmail.com)

접수일자: 2014년09월12일, 수정일자: 2014년10월24일, 게재확정: 2014년11월24일

### I. 서 론

의료영역에서 방사선이 이용된 이후부터 현재까지 의료 방사선은 진단 및 치료 등에 널리 이용되고 있으며<sup>[1]</sup>, 최근에는 과학 기술의 진보에 따라 의료장비가 매우 빠른 속도로 발전을 거듭하고 있다. 뿐만 아니라 국민의 건강에 대한 관심이 높아지면서 방사선 장비의 사용도 급증하고 있다<sup>[2]</sup>. 또한, 방사선 장비 사용의 급증으로 인하여 환자 피폭의 기회가 많아지고 있는 시점에서, 정확한 장비 정도 관리를 통하여 최소한의 선량으로 질 높은 영상을 제공하는 것이 중요한 문제로 대두되고 있다<sup>[3]</sup>. 실제로 병원신입평가나 암 검진기관의 장비 품질관리검사 시 주기적으로 정도관리가 시행되고 있는지를 확인하고 있으며, 국내의 의료기관인증 평가에도 정도관리를 시행하고 있는지 확인하고 있다.

특히, 특수의료장비의 품질관리 검사 중 정도관리를 시행하고 있는지 평가하고, 팬텀영상평가를 통해 장비 성능을 평가하며, 부적합 시에는 장비를 사용할 수 없도록 하고 있다<sup>[4]</sup>.

일반적으로 팬텀영상평가를 통한 장비 성능 평가는 크게 정성적인 평가와 정량적인 평가로 나뉠 수 있다. 그 중에서 정성적인 평가 즉, 육안 평가로 시행되는 대표적인 방법이 대조도 분해능과 공간 분해능이다. 대조도 분해능은 현재 특수의료장비로 규정된 전 장비의 품질관리검사 항목에 포함되어 있고, 공간 분해능은 전산화단층촬영장치와 자기공명영상촬영장치의 품질관리검사 항목에 포함되어 있다.

영상의학장비 특히 특수의료장비로 질환 진단 시 의사의 육안적 관독이 절대적임에 따라 장비 성능 평가 시 육안적 평가 자체가 매우 중요한 요소라 하겠으나, 품질관리검사 항목 중의 하나인 대조도 분해능 평가(정성적 평가)와 공간 분해능 평가(정성적 평가) 항목으로 장비의 적합/부적합이 판정되어 장비를 사용할 수 있는지, 없는지가 결정됨에 따라 평가자의 판단 성향에 의해 적합여부가 결정되어 질 수도 있다. 따라서 이를 보완할 수 있는 객관적인 평가 방법이 필요하다.

본 연구에서는 특수의료장비 품질관리검사 항목 중에서 전산화단층촬영장치(computed tomography system, CT) 표준팬텀을 이용한 대조도 분해능 평가와 공간 분해능 영상 평가 시 평가자의 주관적 판단에 의한 오류를 최소화하기 위한 자동화된 정량적 평가 방법

을 제시하고, 그 유용성을 평가하고자 한다.

### II. 연구 재료 및 방법

#### 1. 연구 팬텀

미국 의학물리학자 협의회(AAPM)에서 고안된 CT 성능평가용 팬텀인 Nuclear Associates社 AAPM CT Performance Phantom(Model 76-410)을 사용하였다.(그림 1)

이는 특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙에 의거한 CT 팬텀영상검사의 표준팬텀으로 사용되고 있으며, 정도관리검사에서도 필요한 팬텀이다. 직경이 21.6cm인 아크릴 재질의 원통형이며, CT number calibration 블록, 슬라이스 두께측정 블록, 공간 분해능 측정용 블록, 대조도 분해능 측정용 블록, 그리고 beam alignment 및 노이즈 측정용 블록 5부분으로 구성되어 있다.

대조도 분해능 측정용 블록에는 깊이가 2.25인치이고, 직경이 25.4mm, 19.1mm, 12.7mm, 9.5mm, 6.4mm, 3.2mm(1인치, 0.75인치, 0.5인치, 0.375인치, 0.25인치, 0.125인치)의 구멍이 중심선 양쪽에 각각 2개씩 1쌍으로 구성되어 있다.

공간 분해능 측정용 블록에는 직경이 1.75mm, 1.50mm, 1.25mm, 1.00mm, 0.75mm, 0.60mm, 0.50mm,

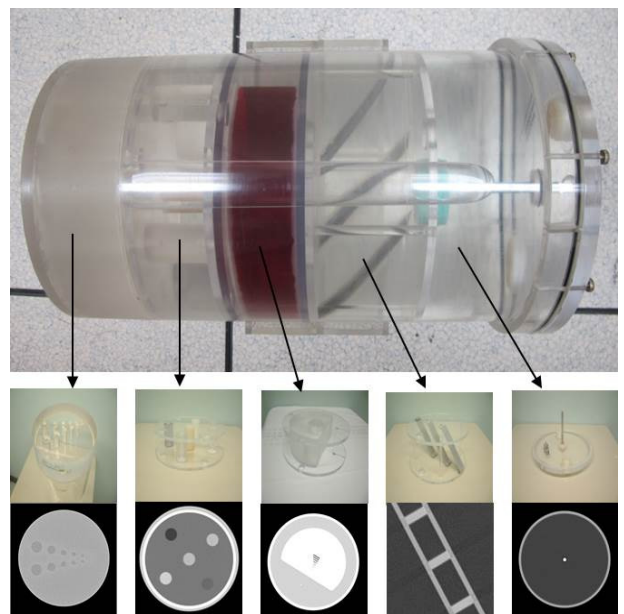


그림 1. AAPM CT 성능평가용 팬텀  
Fig. 1. AAPM CT performance phantom.

0.40mm의 구멍이 4.3mm 간격으로 5개씩 그룹화 되어 있으며, 총 8그룹의 구멍들로 구성되어 있다<sup>[5~6]</sup>.

## 2. 촬영 조건 및 방법

기본 촬영조건은 120kVp와 250mAs, 10mm collimation과 25cm 이상의 SFOV(scan field of view), 25cm의 DFOV(display field of view)를 사용하고, 영상 재구성은 standard reconstruction algorithm을 이용한다. 장비의 구비 조건 상 기본 촬영조건을 정확히 준수할 수 없는 경우 가장 근접한 조건으로 설정하여 촬영한다.

공간 분해능 영상은 공간 분해능 측정용 블록의 중앙부를 10mm의 절편두께로 single slice scan하며, 대조도 분해능 영상은 대조도 분해능 측정용 블록의 중앙부를 10mm의 절편두께로 single slice scan하는데, 이때 아크릴과 구멍내용물 사이에 CT 감약계수 차이가 10HU 이내이어야 하고, 구멍내용물의 CT 감약계수가 아크릴보다 낮아야 한다. 이를 위하여 대조도 분해능 팬텀의 구멍에는 증류수와 조영제를 혼합한 용액을 채운다. 구멍 내에서 측정된 용액의 감약계수가 너무 낮으면 소량의 조영제를 추가하고, 감약계수가 너무 높으면 증류수를 추가하여 보정한다. 공기는 없어야 한다<sup>[6]</sup>.

## 3. 평가 대상

대조도 분해능과 공간 분해능에 대해 각각 적합 판정 받은 팬텀 영상과 부적합 판정 받은 팬텀 영상으로 구분하여 평가하였다.(그림 2~3)

그 중에서 적합 판정 받은 영상은 보건복지부장관이 정하는 바에 따라 품질관리검사기관으로 등록된 한국의료영상품질관리원에서 품질관리검사를 시행하여 적합 판정받은 각 24개의 팬텀 영상을 대상으로 평가하였다. 부적합 판정 받은 영상은 부적합 영상을 인위적으로 생성한 후에 영상의학과 전문의 2명, 방사선사 5명이 평가하여 5명 이상이 부적합으로 판정한 각 20개의 영상을 대상으로 하였다.

단, 여기에서 부적합 영상을 인위적으로 생성하기 위해 대조도 분해능 영상의 경우 팬텀 내부 구멍 중 직경이 9.5mm, 6.4mm, 3.2mm인 구멍에는 조영제를 추가로 채워 아크릴과 구멍내용물 사이에 CT 감약계수 차이가 6HU 이내가 되도록 하여 촬영하였고, 공간 분해능 팬텀 촬영 시에는 팬텀을 기울여서 스캔하였다.

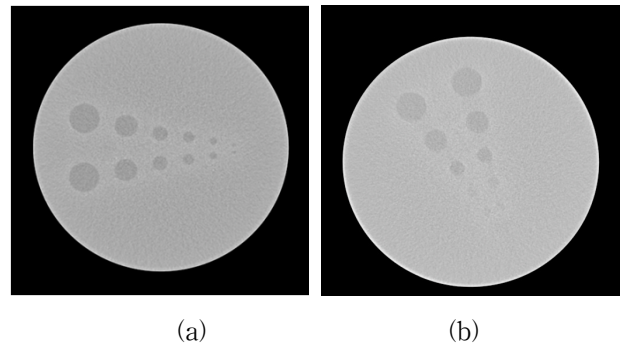


그림 2. 저대조도 분해능 영상  
(a) 적합 팬텀 영상, (b) 부적합 팬텀 영상  
Fig. 2. Image of low contrast resolution.  
(a) passing image, (b) failing image

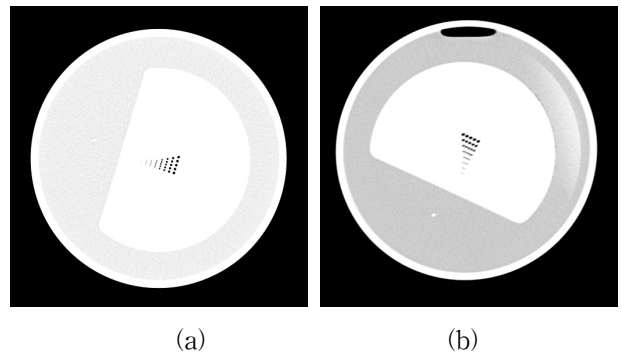


그림 3. 공간 분해능 영상  
(a) 적합 팬텀 영상, (b) 부적합 팬텀 영상  
Fig. 3. Image of spatial resolution.  
(a) passing image, (b) failing image

영상을 획득하는데 이용한 CT 장비는 Siemens사 SOMATOM Sensation 16(16MD) 3대, SOMATOM Definition AS(64MD) 1대, SOMATOM Definition AS+(128MD) 4대, SOMATOM Definition(64MD Dual) 1대, SOMATOM Definition Flash(128MD Dual) 1대, GE사 Lightspeed VCT XT(64MD) 2대, NeuroLogica사 CereTom NL3000 1대, 총 13대를 사용하였다.

## 4. 평가 방법

### 가. 정성적 평가

AAPM CT Performance Phantom 영상의 평가항목 중 대조도 분해능 평가는 대조도 분해능 영상을 대상으로 영상창의 window width를 300~400HU, window level을 0~100HU 사이에서 구멍들이 잘 보이는 조건으로 조정하여 모니터로부터 50cm 이상 떨어져서 시각적으로 구분이 가능한 가장 작은 크기의 구멍을 평가한

다. 이때 쌍으로 된 구멍 중 1개 이상만 보이면 구분이 가능한 것으로 하고, 작은 사이즈의 구멍이 보이더라도 큰 사이즈의 구멍이 보이지 않으면 부적합한 것으로 한다. 적합의 기준은 특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙에 의거하여 6.4mm 이하까지 식별할 수 있어야 적합으로 인정한다<sup>[4]</sup>.

공간 분해능 평가는 공간 분해능 영상을 대상으로 영상상의 window width를 300~400HU, window level을 -200~-100HU 사이에서 가장 작은 구멍들이 사라지지 않을 정도로 조정하여 모니터로부터 50cm 이상 떨어져서 시각적으로 구분이 가능한 가장 작은 크기의 구멍을 평가한다. 이때 확대 영상은 허용하지 않으며 영상은 촬영 조건(25cm display FOV)에 맞아야 한다. 적합의 기준은 특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙에 의거하여 1.0mm 이하까지 식별할 수 있어야 적합으로 인정한다<sup>[4]</sup>.

나. 정량적 평가

(1) 대조도 분해능 평가

Mathwork社 Matlab(Version 7.6.0.321 (R2008a)) software를 이용하여 자체 개발한 평가 프로그램을 사용하였다. 먼저 직경이 가장 큰 구멍이 영상의 우측이 되게 정렬하고, 300\*200 픽셀 사이즈로 관심영역(ROI, region of interest)을 설정한다. 다음으로 대조도 분해능 구멍의 외곽선 경계를 Otsu의 threshold 기법에 기반한 영상분할 알고리즘에 의하여 자동으로 추출한다. (그림 4)

그 다음 H. C. Kim<sup>[7-8]</sup>에서 사용한 자동화된 정량적

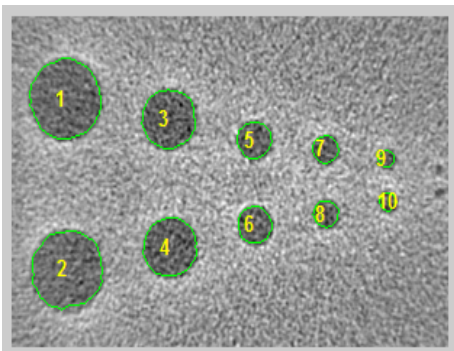


그림 4. 외곽선 경계 분할 영상(저대조도 분해능)  
Fig. 4. Contour boundary segmentation. (low contrast resolution)

분석 지표를 이용하여 추출한 구멍의 이심률 지수 (eccentricity index, EI)를 구하고, 마지막으로 구멍 내부와 외부의 평균(mean)값과 표준편차(standard deviation, SD)값을 각각 구한 후 대조도 대 잡음비 (contrast to noise ratio, CNR) 값을 비교하는데, 이를 프로그램으로 자동화하여 분석하였다.

이심률 지수 EI는 원형에 가까울수록 0에 가까운 값을 가지고, 변형이 심할수록 1에 가까운 값을 가진다<sup>[7-8]</sup>.

대조도 대 잡음비 CNR이란 보고자하는 목적 부위의 평균 신호(mean)값과 배경의 평균 신호(mean)값 간의 차이를 나타내는 대조도 신호와 배경의 평균 표준편차를 나타내는 잡음(noise) 간의 비를 말하고<sup>[9]</sup>, 구하는 식은 (1)과 같다.

$$CNR = \frac{S_D - \overline{S_B}}{\overline{\sigma_B}} \quad (1)$$

$S_D$  : mean pixel value with the purpose ROI

$\overline{S_B}$  : mean of the mean pixel values in the background ROIs

$\overline{\sigma_B}$  : mean of the standard deviations for the background ROIs

CNR은 잡음 대비 대조도 차이가 클수록 0으로부터 먼 값을 가지고, 잡음 대비 대조도 차이가 작을수록 0에 가까운 값을 가진다.

(2) 공간 분해능 평가

Mathwork社 Matlab(Version 7.6.0.321 (R2008a)) software를 이용하여 자체 개발한 평가 프로그램을 사용하였다. 먼저 직경이 가장 큰 구멍이 영상의 우측이 되게 정렬하고, 100\*100 사이즈의 픽셀 사이즈로 관심



그림 5. 외곽선 경계 분할 영상(공간 분해능)  
Fig. 5. Contour boundary segmentation(spatial resolution).

영역(region of interest, ROI)을 설정한다. 다음으로 Otsu의 threshold 기법에 기반한 영상 분할 알고리즘을 이용하여 구멍의 외곽선 윤곽을 자동으로 추출하고 구멍에 대한 정보(둘레의 길이, 면적)를 획득한다.(그림 5)

### 5. 통계 분석

정성적 평가군과 정량적 평가군 간의 비교를 위하여 대응표본 t-test(paired t-test)를 시행하였으며, 구멍의 직경에 따른 EI, CNR 각각의 차이 비교는 일원분산분석(one-way ANOVA)을 이용하여 분석하였다. 또한, 구멍 사이즈별 적합 영상 평가군과 부적합 영상 평가군 각각에 대한 EI, CNR값의 비교는 독립표본 t-test (independent t-test)를 이용하였다. 통계처리는 SPSS 프로그램(Version 12.0)을 이용하였으며, p값이 0.05보다 작을 때 통계학적으로 유의한 차이가 있는 것으로 하였다.

## III. 연구 결과

### 1. 대조도 분해능 평가

#### 가. 이심률 지수

첫째, 적합/부적합 판정 받은 대조도 분해능 영상을 대상으로 이심률 지수(eccentricity index, EI)를 구한 결과는 아래 표 1과 같다.

24개의 적합 영상을 대상으로 이심률 지수를 구한 결과, 하부 구멍의 평균 이심률 지수는 25.4mm에서 0.217, 19.1mm에서 0.267, 12.7mm에서 0.295, 9.5mm에서 0.420, 6.4mm에서 0.427로 나타났고, 3.2mm는 검출하지 못했다. 여기에서는 6.4mm까지가 식별 대상이며, 직경이 클수록 이심률 지수가 낮았다. 즉, 직경이 클수록 원에 가까운 것으로 나타났다. 통계적 분석 결과에서도 직경에 따른 이심률 지수는 유의한 차이가 있었다(p=0.000). 상부 구멍의 평균 이심률 지수는 25.4mm에서 0.209, 19.1mm에서 0.260, 12.7mm에서 0.290, 9.5mm에서 0.372, 6.4mm에서 0.439로 나타났고, 3.2mm는 검출하지 못했다. 즉, 직경이 클수록 이심률 지수가 낮았으며, 직경이 클수록 원에 가까운 것으로 나타났다. 통계적으로도 유의한 차이가 있었다(p=0.000).

20개의 부적합 영상을 대상으로 이심률 지수를 구한 결과, 하부 구멍의 평균 이심률 지수는 25.4mm에서

표 1. 저대조도 분해능 팬텀 영상 비교(이심률 지수)  
Table 1. Comparison at low contrast resolution phantom image(eccentricity index).

Image	Lower /Upper holes	EI						
		25.4 mm	19.1 mm	12.7 mm	9.5 mm	6.4 mm	3.2 mm	
Pass.	No. 1	Lower	0.069	0.223	0.168	0.405	0.430	N/A
		Upper	0.228	0.223	0.227	0.159	0.519	N/A
	No. 2	Lower	0.173	0.277	0.442	0.434	0.409	N/A
		Upper	0.141	0.327	0.422	0.526	0.343	N/A
	...							
	No. 22	Lower	0.260	0.318	0.244	0.426	0.497	N/A
Upper		0.263	0.257	0.287	0.339	0.492	N/A	
No. 23	Lower	0.303	0.330	0.284	0.345	0.245	N/A	
	Upper	0.318	0.232	0.211	0.398	0.554	N/A	
No. 24	Lower	0.146	0.271	0.323	0.431	0.264	N/A	
	Upper	0.245	0.177	0.116	0.011	0.292	N/A	
Mean ±SD	Lower	0.217	0.267	0.295	0.420	0.427	N/A	
		±0.08	±0.07	±0.09	±0.09	±0.09		
	Upper	0.209	0.260	0.290	0.372	0.439	N/A	
		±0.09	±0.06	±0.09	±0.12	±0.12		
Fail.	No. 1	Lower	0.317	0.439	0.549	0.656	0.890	N/A
		Upper	0.359	0.416	0.608	0.820	0.790	N/A
	No. 2	Lower	0.239	0.327	0.419	0.666	N/A	N/A
		Upper	0.258	0.332	0.435	0.537	N/A	N/A
	...							
	No. 18	Lower	0.217	0.324	0.386	0.608	N/A	N/A
Upper		0.250	0.312	0.460	0.509	N/A	N/A	
No. 19	Lower	0.331	0.427	0.460	0.659	0.708	N/A	
	Upper	0.348	0.416	0.514	0.854	N/A	N/A	
No. 20	Lower	0.365	0.321	0.490	0.524	0.786	N/A	
	Upper	0.285	0.450	0.740	0.711	0.670	N/A	
Mean ±SD	Lower	0.267	0.355	0.455	0.656	0.707	N/A	
		±0.08	±0.11	±0.08	±0.10	±0.16		
	Upper	0.298	0.368	0.500	0.703	0.755	N/A	
		±0.06	±0.08	±0.14	±0.12	±0.08		

0.267, 19.1mm에서 0.355, 12.7mm에서 0.455, 9.5mm에서 0.656, 6.4mm에서 0.707로 나타났고, 3.2mm는 검출하지 못했다. 여기에서도 6.4mm까지가 식별 대상이며, 직경이 클수록 이심률 지수가 낮았다. 통계적 분석 결과에서도 직경에 따른 이심률 지수는 유의한 차이가 있었다(p=0.000). 상부 구멍의 평균 이심률 지수는 25.4mm에서 0.298, 19.1mm에서 0.368, 12.7mm에서 0.500, 9.5mm에서 0.703, 6.4mm에서 0.755로 나타났고, 3.2mm는 검출하지 못했다. 즉, 직경이 클수록 이심률 지수가 낮았다. 통계적으로도 유의한 차이가 있었다(p=0.000).

구멍 사이즈별 적합 영상 평가군과 부적합 영상 평가군의 EI 차이를 비교 분석 한 결과, 적합 영상의 평균 이심률 지수가 부적합 영상의 평균 이심률 지수보다 하부, 상부 모든 구멍에서 더 낮게 나타났다. 하부 구멍에서는 25.4mm에서 p-value가 0.046, 19.1mm에서 p-value가 0.003, 12.7mm에서 p-value 0.000, 9.5mm에서 p-value 0.000, 6.4mm에서 p-value가 0.001로 적합

영상 평가군의 EI가 부적합 영상 평가군의 EI보다 유의하게 더 낮았고, 상부 구멍에서도 25.4mm에서 p-value가 0.000, 19.1mm에서 p-value가 0.000, 12.7mm에서 p-value 0.000, 9.5mm에서 p-value 0.000, 6.4mm에서 p-value가 0.000으로 적합 영상 평가군의 EI가 부적합 영상 평가군의 EI보다 통계적으로 유의하게 더 낮았다. 다시 말해 적합 영상이 부적합 영상보다 더 원형에 가깝다고 평가되었다.

둘째, 이심률 지수에 따른 적합, 부적합 결과는 아래 표 2와 같다.

대조도 대 잡음비 기준을 -0.0020 이하 시 적합으로 했을 경우에는 적합 영상 24개 중 20개가 적합(p=0.043), 부적합 영상 20개 중 20개가 부적합으로 평가되어 적합 영상을 대상으로는 통계적으로 유의한 차이가 있음을 알 수 있었다. 기준을 -0.0019로 했을 경우에는 적합 영상 24개 중 22개가 적합(p=0.162), 부적합 영상 20개 중 20개가 부적합으로 평가되었다. 즉, 적합, 부적합 영상 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 기준을 -0.0018~-0.0010으로 했을 경우에는 적합 영상 24개 중 24개 모두가 적합, 부적합 영상 20개 중 20개 모두가 부적합으로 나타났다. 다시 말해 정성적으로 평가한 결과와 정량적으로 평가한 결과가 일치했다.

대조도 대 잡음비 기준을 -0.0009로 했을 경우에는 24개 적합 영상 중 24개가 적합, 20개 부적합 영상 중

표 2. 저대조도 분해능 팬텀 영상에서 적합(1)/부적합(0)(이심률 지수)

Table 2. Pass(1)/Failure(0) at low contrast resolution phantom image(eccentricity index).

Image	EI					
	<0.47	<0.48,   <0.49	<0.50 ~	<0.54 ~	<0.62 ~	<0.67
Pass.	No. 1	P(1)	P(1)	P(1)	P(1)	P(1)
	No. 2	P(1)	P(1)	P(1)	P(1)	P(1)
...						
	No. 22	F(0)	F(0)	P(1)	P(1)	P(1)
	No. 23	P(1)	P(1)	P(1)	P(1)	P(1)
	No. 24	P(1)	P(1)	P(1)	P(1)	P(1)
Qualitative:EI 0.47 = 0.043<0.05, Qualitative:EI 0.48, 0.49 = 0.328>0.05						
Fail.	No. 1	F(0)	F(0)	F(0)	F(0)	F(0)
	No. 2	F(0)	F(0)	F(0)	F(0)	F(0)
...						
	No. 18	F(0)	F(0)	F(0)	F(0)	F(0)
	No. 19	F(0)	F(0)	F(0)	F(0)	F(0)
	No. 20	F(0)	F(0)	F(0)	F(0)	P(1)
Qualitative:EI 0.54~0.61 = 0.330>0.05, Qualitative:EI 0.62~0.66 = 0.163>0.05, Qualitative:EI 0.67 = 0.042<0.05						

20개가 부적합(p=0.163)으로 나타났다. 둘 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 그러나 -0.0008을 기준으로 했을 경우에는 적합 영상 24개 중 24개가 적합으로 나타났으나, 부적합 영상 20개 중 16개가 부적합(p=0.042)으로 평가되어 부적합 영상을 대상으로는 통계적으로 유의한 차이가 있음을 알 수 있었다.

나. 대조도 대 잡음비

첫째, 적합/부적합 판정 받은 대조도 분해능 영상을 대상으로 대조도 대 잡음비(contrast to noise ratio, CNR)를 구한 결과는 아래 표 3과 같다.

24개의 적합 영상을 대상으로 대조도 대 잡음비 CNR을 구한 결과, 하부 구멍의 평균 CNR은 25.4mm에서 -0.00242, 19.1mm에서 -0.00269, 12.7mm에서 -0.00269, 9.5mm에서 -0.00274, 6.4mm에서 -0.00273으로 나타났고, 3.2mm는 검출하지 못했다. 여기에서는 6.4mm까지가 식별 대상이며, 직경에 따른 CNR은 통계적으로 유의한 차이가 없었다(p=0.184). 상부 구멍의 평

표 3. 저대조도 분해능 팬텀 영상 비교 (대조도 대 잡음비)

Table 3. Comparison at low contrast resolution phantom image(contrast to noise ratio).

Image	Lower /Upper holes	CNR					
		25.4mm	19.1mm	12.7mm	9.5mm	6.4mm	
Pass. No. 1	Lower	-0.00198	-0.00240	-0.00246	-0.00249	-0.00240	
	Upper	-0.00197	-0.00236	-0.00268	-0.00229	-0.00260	
No. 2	Lower	-0.00236	-0.00230	-0.00231	-0.00238	-0.00233	
	Upper	-0.00238	-0.00232	-0.00223	-0.00213	-0.00244	
...							
No. 22	Lower	-0.00238	-0.00279	-0.00291	-0.00299	-0.00289	
	Upper	-0.00235	-0.00282	-0.00287	-0.00266	-0.00250	
No. 23	Lower	-0.00180	-0.00216	-0.00239	-0.00236	-0.00174	
	Upper	-0.00185	-0.00231	-0.00212	-0.00202	-0.00191	
No. 24	Lower	-0.00254	-0.00288	-0.00307	-0.00286	-0.00270	
	Upper	-0.00251	-0.00290	-0.00292	-0.00284	-0.00258	
Mean ±SD	Lower	-0.00242	-0.00269	-0.00269	-0.00274	-0.00273	
	Upper	±0.0005	±0.0005	±0.0005	±0.0005	±0.0006	
Fail.	No. 1	Lower	-0.00199	-0.00210	-0.00200	-0.00080	-0.00124
		Upper	-0.00188	-0.00191	-0.00198	-0.00090	-0.00015
No. 2	Lower	-0.00201	-0.00225	-0.00216	-0.00111	N/A	
	Upper	-0.00199	-0.00209	-0.00228	-0.00119	N/A	
...							
No. 18	Lower	-0.00204	-0.00225	-0.00217	-0.00110	N/A	
	Upper	-0.00200	-0.00211	-0.00229	-0.00114	N/A	
No. 19	Lower	-0.00192	-0.00208	-0.00217	-0.00081	-0.00093	
	Upper	-0.00196	-0.00194	-0.00208	-0.00111	N/A	
No. 20	Lower	-0.00184	-0.00201	-0.00178	-0.00047	-0.00025	
	Upper	-0.00199	-0.00184	-0.00172	-0.00050	-0.00058	
Mean ±SD	Lower	-0.00195	-0.00207	-0.00188	-0.00070	-0.00076	
	Upper	±0.0002	±0.0001	±0.0002	±0.0003	±0.0003	
	Upper	Lower	-0.00199	-0.00199	-0.00195	-0.00076	-0.00041
		Upper	±0.0002	±0.0001	±0.0002	±0.0003	±0.0003

균 CNR은 25.4mm에서 -0.00245, 19.1mm에서 -0.00271, 12.7mm에서 -0.00274, 9.5mm에서 -0.00274, 6.4mm에서 -0.00269로 나타났고, 3.2mm는 검출하지 못했다. 상부 구멍의 직경에 따른 CNR은 통계적으로 유의한 차이가 없었다( $p=0.271$ ).

20개의 부적합 영상을 대상으로 대조도 대 잡음비 CNR을 구한 결과, 하부 구멍의 평균 CNR은 25.4mm에서 -0.00195, 19.1mm에서 -0.00207, 12.7mm에서 -0.00188, 9.5mm에서 -0.00070, 6.4mm에서 -0.00076으로 나타났고, 3.2mm는 검출하지 못했다. 여기에서도 6.4mm까지가 식별 대상이며, 직경에 따른 CNR은 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $p=0.000$ ). 상부 구멍의 평균 CNR은 25.4mm에서 -0.00199, 19.1mm에서 -0.00199, 12.7mm에서 -0.00195, 9.5mm에서 -0.00076, 6.4mm에서 -0.00041로 나타났고, 3.2mm는 검출하지 못했다. 상부 구멍의 직경에 따른 CNR은 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $p=0.000$ ).

구멍 사이즈별 적합 영상 평가균과 부적합 영상 평가균의 CNR 차이를 비교 분석 한 결과, 적합 영상의 평균 CNR이 부적합 영상의 평균 CNR보다 하부, 상부 모든 구멍에서 절대값이 더 높게 나타났다. 하부 구멍에서는 25.4mm에서 p-value가 0.000, 19.1mm에서 p-value가 0.000, 12.7mm에서 p-value 0.000, 9.5mm에서 p-value 0.000, 6.4mm에서 p-value가 0.000으로 적합 영상 평가균의 절대값 CNR이 부적합 영상 평가균의 절대값 CNR보다 유의하게 더 높았고, 상부 구멍에서도 25.4mm에서 p-value가 0.000, 19.1mm에서 p-value가 0.000, 12.7mm에서 p-value 0.000, 9.5mm에서 p-value 0.000, 6.4mm에서 p-value가 0.000으로 적합 영상 평가균의 절대값 CNR이 부적합 영상 평가균의 절대값 CNR보다 통계적으로 유의하게 더 높았다. 다시 말해 적합 영상이 부적합 영상보다 더 대조도 차이가 있다고 평가되었다.

둘째, 대조도 대 잡음비에 따른 적합, 부적합 결과는 아래 표 4와 같다.

대조도 대 잡음비 기준을 -0.0020 이하 시 적합으로 했을 경우에는 적합 영상 24개 중 20개가 적합 ( $p=0.043$ ), 부적합 영상 20개 중 20개가 부적합으로 평가되어 적합 영상을 대상으로는 통계적으로 유의한 차이가 있음을 알 수 있었다.

기준을 -0.0019로 했을 경우에는 적합 영상 24개 중

표 4. 저대조도 분해능 팬텀 영상에서 적합(1)/부적합(0)(대조도 대 잡음비)

Table 4. Pass(1)/Failure(0) at low contrast phantom image(contrast to noise ratio).

Image	CNR					
	<-0.0018					
	<-0.0020	<-0.0019	~ <-0.0010	<-0.0009	<-0.0008	
Pass.	No. 1	F(0)	P(1)	P(1)	P(1)	P(1)
	No. 2	P(1)	P(1)	P(1)	P(1)	P(1)
	...					
	No. 22	P(1)	P(1)	P(1)	P(1)	P(1)
	No. 23	F(0)	F(0)	P(1)	P(1)	P(1)
	No. 24	P(1)	P(1)	P(1)	P(1)	P(1)
	Qualitative:CNR -0.0020 = 0.043<0.05, Qualitative:CNR -0.0019 = 0.162>0.05					
Fail.	No. 1	F(0)	F(0)	F(0)	P(1)	P(1)
	No. 2	F(0)	F(0)	F(0)	F(0)	F(0)
	...					
	No. 18	F(0)	F(0)	F(0)	F(0)	F(0)
	No. 19	F(0)	F(0)	F(0)	P(1)	P(1)
	No. 20	F(0)	F(0)	F(0)	F(0)	F(0)
	Qualitative:CNR -0.0009 = 0.163>0.05, Qualitative:CNR -0.0008 = 0.042<0.05					

22개가 적합( $p=0.162$ ), 부적합 영상 20개 중 20개가 부적합으로 평가되었다. 즉, 적합, 부적합 영상 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

기준을 -0.0018~-0.0010으로 했을 경우에는 적합 영상 24개 중 24개 모두가 적합, 부적합 영상 20개 중 20개 모두가 부적합으로 나타났다. 다시 말해 정성적으로 평가한 결과와 정량적으로 평가한 결과가 일치했다.

대조도 대 잡음비 기준을 -0.0009로 했을 경우에는 24개 적합 영상 중 24개가 적합, 20개 부적합 영상 중 18개가 부적합( $p=0.163$ )으로 나타났다. 둘 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

그러나 -0.0008을 기준으로 했을 경우에는 적합 영상 24개 중 24개가 적합으로 나타났으나, 부적합 영상 20개 중 16개가 부적합( $p=0.042$ )으로 평가되어 부적합 영상을 대상으로는 통계적으로 유의한 차이가 있음을 알 수 있었다.

## 2. 공간 분해능 평가

적합/부적합 판정 받은 공간 분해능 영상을 대상으로 영상 분할 기법(image segmentation method)을 이용하여 구멍을 분할 추출한 결과는 아래 표 5와 같다.

24개의 적합 영상을 대상으로 프로그램을 통한 정량적 분석 결과, 5개씩 그룹화 되어 있는 총 8그룹의 구멍들 중 직경이 1.75mm, 1.50mm, 1.25mm, 1.00mm까지는 5개 모두 외곽선 윤곽을 분할 추출이 가능하였고,

표 5. 저대조도 분해능 팬텀 영상에서 적합(1)/부적합(0)(이심률 지수)

Table 5. Pass(1)/Failure(0) at low contrast resolution phantom image(eccentricity index).

Image	Pass(1) /Failure (0)	Number of segmentation								
		1.75 mm	1.50 mm	1.25 mm	1.00 mm	0.75 mm	0.60 mm	0.50 mm	0.40 mm	
Pass.	No. 1	P(1)	5	5	5	5	0	0	0	0
	No. 2	P(1)	5	5	5	5	0	0	0	0
			...							
	No. 22	P(1)	5	5	5	5	5	0	0	0
	No. 23	P(1)	5	5	5	5	0	0	0	0
	No. 24	P(1)	5	5	5	5	0	0	0	0
Fail.	No. 1	F(0)	5	5	5	2	0	0	0	0
	No. 2	F(0)	5	5	2	2	0	0	0	0
			...							
	No. 18	F(0)	5	5	3	0	0	0	0	0
	No. 19	F(0)	5	5	5	1	0	0	0	0
	No. 20	F(0)	5	5	5	0	0	0	0	0

0.75mm는 영상별로 추출하지 못하거나, 일부만 추출, 5개 모두 추출한 경우도 있었다. 그러나 0.60mm, 0.50mm, 0.40mm에서는 검출하지 못했다. 여기에서는 1.00mm까지가 식별 대상이며, 24개 모두 적합으로 평가되었다. 즉, 정성적으로 평가한 결과와 정량적으로 평가한 결과가 일치했다.

20개의 부적합 영상을 대상으로 정량적 분석 결과, 직경이 1.75mm, 1.50mm까지는 모든 영상에서 5개 모두 외곽선 윤곽을 분할 추출이 가능하였고, 1.25mm는 영상별로 일부 추출, 5개 모두 추출한 경우도 있었고, 1.00mm는 영상별로 추출하지 못하거나, 일부만 추출한 경우도 있었다. 0.75mm, 0.60mm, 0.50mm, 0.40mm에서는 검출하지 못했다. 여기에서는 1.00mm까지가 식별 대상이며, 20개 모두 부적합으로 평가되었다. 즉, 정성적으로 평가한 결과와 정량적으로 평가한 결과가 일치했다.

#### IV. 고찰 및 결론

현재 특수의료장비로 지정되어 있는 전산화단층촬영 장치의 품질관리검사는 크게 서류검사와 정밀검사로 구분되는데, 서류검사는 1년에 한 번 시행하고, 정밀검사는 3년마다 시행한다. 서류검사에는 인력검사, 시설검사, 정도관리기록검사, 팬텀영상검사 등이 있으며, 정밀검사에는 인력검사, 시설검사, 정도관리기록검사, 팬텀영상검사, 임상영상검사 등이 있다.

그 중에서 CT 팬텀영상검사 항목 및 기준은 표 6과

표 6. CT 팬텀 영상 기준

Table 6. Parameter standards of CT phantom image.

Parameter	Standard
CT number of water	0 ± 7HU
Noise	Within 6HU
Image uniformity	Within 5HU between center and peripheral region
Spatial resolution	Discernible, less than 1.0mm
Low contrast resolution	Discernible, less than 6.4mm
Slice thickness	Within ± 1mm
(5mm and 10mm in thickness)	
Artifacts	None

같다.

CT 팬텀영상 검사 중 대조도 분해능, 공간 분해능, 인공물 유무의 평가 항목은 평가자의 육안적 평가에 의해 이루어지고 있다. 이는 팬텀 영상을 획득하는 의료기관에서도 마찬가지로 영상 획득 시 적합인지 아닌지를 육안으로 평가한 후 검사기관에 영상을 제출하여 검사를 받음에 따라 부적합 판정을 받는 사례가 많다.

Hye Jung Park 등<sup>[10]</sup>에 의하면 한국의료영상품질관리원에서 시행한 2007년 4월부터 6월까지의 CT 팬텀영상 검사 결과, 총 586건의 검사 중 대조도 분해능은 적합이 500건, 부적합이 86건이었고, 공간 분해능은 적합이 577건, 부적합이 9건이었으며, 인공물 유무는 적합이 528건, 부적합이 58건으로 조사되었다. 또한 최원찬<sup>[11]</sup>의 연구에 의하면 2008년 1월부터 11월까지 한국의료영상품질관리원에 접수된 297대의 CT 장치를 대상으로 팬텀영상 검사 시행 결과, 대조도 분해능은 14건이 부적합이었고, 공간 분해능은 1건, 인공물은 11건이 부적합으로 나타났다.

인공물은 검사의 목적과는 관계없이 발생하는 통계적인 오차로 인해 정확한 CT 영상의 구성의 방해나 교란으로 영상의 질을 저하시켜 미세부분의 분해능을 감소시키는 음영을 의미하는 것으로서 인공물의 유형에는 어떠한 것들이 있는지를 파악하는 것이 검사를 받는 데 영향을 미칠 것으로 판단된다. 인공물의 유형에는 검출기 감도의 불균일성이나 cell의 기능상실에 의해 발생하는 원형의 형태로 나타나는 ring artifact, 팬텀 중심부의 선속 경화에 의한 cupping artifact, cupping artifact의 과도한 보정에 의한 capping artifact, X-선의 불충분한 sampling으로 인한 aliasing artifact, 팬텀 외부의 고농도의 이물질로 인한 빗살무늬 artifact, metallic



object나 beam hardening에 의한 줄무늬 artifact 등이 있다.<sup>[6, 11~12]</sup>

반면에 대조도 분해능 평가와 공간 분해능 평가는 CT 뿐만 아니라 다른 분야에 있어서도 평가자의 주관적 판단에 의해 적합 여부가 결정됨에 따라 이를 보완하고 객관화할 수 있는 평가 방법이 필요하다고 하고 있으며<sup>[11, 13~14]</sup>, 실제로 객관적인 평가 tool을 개발하고 적용하기 위해 많은 연구가 이루어지고 있다.

Sung Hyun Kim 등<sup>[14]</sup>과 Alexander L. C. Kwan 등<sup>[15]</sup>, P Doyle 등<sup>[9]</sup>은 chest phantom(07-646)을 대상으로 대조도 분해능 영상에 대한 정량적 평가 방법을 연구하였고, Xiujiang J. Rong 등<sup>[16]</sup>과 Chuen-Hong Lin 등<sup>[17]</sup>은 contrast-detail phantom(type 2.0)을 대상으로 연구하였으며, Christian von Falck 등<sup>[18]</sup>은 3D low contrast phantom을 대상으로 연구하였다. M Alvarez 등<sup>[19]</sup>과 Dougherty<sup>[20]</sup>, Kenneth W. Brooks 등<sup>[21]</sup>은 국내 특수의료장비 품질관리검사 중 하나로 분류된 ACR mammographic accreditation phantom(RMI 156)을 대상으로 정량적 평가 방법을 연구하였다.

Guo Zhimin 등<sup>[22]</sup>은 line pair phantom을 대상으로 공간 분해능 영상에 대한 정량적 평가 방법을 연구하였다.

본 연구에서는 Ki Hong Kim 등<sup>[13]</sup>의 연구에서와 같이 특수의료장비 품질관리검사 중 하나인 CT 대조도 분해능 팬텀 영상과 공간 분해능 팬텀 영상을 대상으로 평가 프로그램을 이용하여 정량적으로 평가하였다.

Ki Hong Kim 등<sup>[13]</sup>의 연구에서는 4대의 장비에서 추출된 팬텀 영상을 대상으로 평가 프로그램(Canny 방법, Hough 변환)을 이용하여 평가하였으며, 대조도 분해능은 4개의 영상 중 2개가 실제 평가결과와 다르게 나타났고, 공간 분해능은 4개의 영상 중 3개가 실제 평가결과와 다르게 나타남으로써 유용성에 대해서는 검증하지 못하였다. 이외 다른 상기 선행 연구들은 대상 팬텀이 다르고 평가 기준이 달라서 본 연구와는 단순 비교하기 어려웠다.

본 연구에서는 CT 표준팬텀을 이용한 대조도 및 공간 분해능 영상 평가 시 자체 개발한 평가 프로그램을 이용하여 평가한 결과, 정성적 평가 항목을 객관적 수치로 평가할 수 있었고, 적합/부적합 기준을 정할 수 있었다. 결과를 요약하면 다음과 같다.

첫째, 대조도 분해능의 경우 구멍의 직경이 클수록

이심률 지수 EI가 통계적으로 유의하게 낮았고( $p=0.000$ ,  $p=0.000$ ), 적합 영상의 평균 EI가 부적합 영상의 평균 EI보다 모든 구멍에서 더 낮게 나타났다. 또한 EI가 0.50, 0.51, 0.52, 0.53인 경우에 적합 영상 24개 모두를 적합, 부적합 영상 20개 모두를 부적합으로 평가함으로써 정성적으로 평가한 결과와 정량적으로 평가한 결과가 일치했다. 여기에서는 EI가 0에 가까울수록 원형에 가깝고, 1에 가까울수록 원형의 변형이 심한 것이므로 0.50이 넘는 경우 원형에서 많이 변형되었다고 할 수 있다. 따라서 기준을 0.50으로 하는 것이 가장 유용할 것으로 판단된다.

둘째, 대조도 분해능에서 적합 영상의 평균 대조도 대 잡음비 CNR이 부적합 영상의 평균 CNR보다 모든 구멍에서 절대값이 더 높게 나타났다. 또한 CNR이  $-0.0018 \sim -0.0010$ 인 경우에 적합 영상 24개 모두를 적합, 부적합 영상 20개 모두를 부적합으로 평가함으로써 정성적으로 평가한 결과와 정량적으로 평가한 결과가 일치했다.

셋째, 공간 분해능의 경우 24개의 적합 영상을 대상으로 영상 분할 기법을 통해 구멍의 외곽선 윤곽을 자동으로 추출한 결과, 구멍 직경 1.75mm, 1.50mm, 1.25mm, 1.00mm까지는 5개 모두 외곽선 윤곽을 추출하여 24개 모두 적합으로 평가되었다. 20개의 부적합 영상을 대상으로는 1.75mm, 1.50mm까지만 모든 영상에서 5개 모두 외곽선 윤곽을 추출하였고, 1.00mm까지는 5개 모두 추출한 경우가 없어 20개 모두 부적합으로 평가되었다. 즉, 정성적으로 평가한 결과와 정량적으로 평가한 결과가 일치했다.

이에 대조도 분해능 평가 시에는 EI와 CNR을 병행하고, 공간 분해능 평가 시에는 영상 분할 기법을 이용하여 평가한다면 보다 효과적인 것으로 판단된다.

본 연구의 제한점으로 CT 표준팬텀의 부적합 영상을 획득하기 어려워 다양한 영상을 평가하지 못했다. 대조도 분해능 평가에서는 구멍 간 감약계수 차이를 인위적으로 조절함으로써 평가 프로그램에 의한 대조도 차이 여부를 확인 하였다. 그리고 공간 분해능 평가에서는 팬텀을 기울임으로써 평가 프로그램에 의한 공간 분해능을 평가 하였다. 향후 실제 임상현장을 통한 다양한 CT 표준팬텀 영상이 획득된다면 좀 더 객관적이고 신뢰성 있는 결과 도출이 가능하리라 사료된다.

현재 의료기관과 검사기관에서 시행하는 평가 방법

및 기준은 육안적 평가에 의한 것으로 본 연구에서 사용된 공간분해능의 부적합 영상 중 2번째 영상은 7명의 평가자 중 1명이 적합으로 평가하였고, 7번째와 13번째 영상은 2명이 적합으로 평가함으로써 오류가 발생할 수 있음을 확인하였다. 이러한 오류로 인해 평상 시 실제 평가 결과에 영향을 미칠 수 있으며, 본 연구에서 개발한 자동화된 정량적 평가 방법들이 이러한 평가 결과를 보완해줄 수 있을 것이라 판단된다.

결론적으로 향후 본 연구를 바탕으로 좀 더 많은 장비와 영상에 대해서 평가가 이루어져야 하지만, 본 연구에서 제시하는 자동화된 정량적 평가 방법들이 CT 팬텀 영상의 적합 여부를 수치화하여 표현할 수 있다는 점에서 의의가 있다고 할 수 있다. 즉, 의료기관에서 팬텀영상 촬영 후 보다 나은 영상을 제출하기 위한 평가 수단이 될 수 있으며, 검사기관에서도 평가를 함에 있어 보조적이고 상호 보완적인 역할로 활용할 수 있을 것으로 판단된다.

따라서 대조도 분해능 평가와 공간 분해능 평가에 있어서 육안적 평가만으로는 오류가 발생할 수 있으므로 정성적 평가와 정량적 평가를 병행 사용함으로써 보다 더 효율적인 평가를 할 수 있을 것이라 사료된다.

## REFERENCES

- [1] 추성실, “방사선의 의학적 이용에 따른 방사선 안전관리 현황”, 대한방사선방어학회지, Vol. 15, no. 1, pp. 39-46, 1990.
- [2] You Hyun Kim et al, “Patient exposure doses from medical x-ray examinations in Korea”, Journal of radiological science and technology, Vol. 28, no. 3, pp. 241-248, 2005.
- [3] Kyung Rae Dong et al, “Actual Condition of Quality Control of X-ray Imaging System in Primary Care Institution: focused on Gwangju Metropolitan City”, Journal of radiation protection, Vol. 35, no. 1, pp. 34-41, 2010.
- [4] 보건복지부, “특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙”, 보건복지부령 제146호, 2012.
- [5] Fluke Biomedical, “Nuclear Associates 76-410-4130 and 76-411 Users Manual”, 2005.
- [6] 한국의료영상품질관리원, “CT 팬텀영상검사 안내서”, 2012.
- [7] H. C. Kim et al, “Development of automatized new indices for radiological assessment of chest-wall deformity and its quantitative evaluation”, Medical and Biological Engineering Computing, Vol. 46, pp. 815-823, 2008.
- [8] Ho Chul Kim et al, “Fully automatic initialization method for quantitative assessment of chest-wall deformity in funnel chest patients”, Medical and Biological Engineering Computing, Vol. 48, pp. 589-595, 2010.
- [9] P Doyle et al, “Application of contrast-to-noise ratio in optimizing beam quality for digital chest radiography: comparison of experimental measurements and theoretical simulations”, Physics In Medicine And Biology, Vol. 51, pp. 2953-2970, 2006.
- [10] Hye Jung Park et al, “The Relationship between subjective and objective parameters in CT phantom image evaluation”, Korean J Radiol, Vol. 10, no. 5, pp. 490-495, 2009.
- [11] 최원찬, “서울에서 사용 중인 전산화단층촬영장치의 실태 및 AAPM CT Phantom을 이용한 영상평가”, 석사학위논문, 고려대학교 의용과학대학원, 2009.
- [12] Barrett FF et al, “Artifact in CT: recognition and avoidance”, Radiographics, Vol. 24, no. 6, pp. 1679-1691, 2004.
- [13] Ki Hong Kim et al, “Development and Application of an Automatic Program for Quality Control in Computed Tomography”, Journal of the Korean Society of Computed Tomographic Technology, Vol. 8, no. 1, pp. 53-62, 2006.
- [14] Sung Hyun Kim et al, “Objective and Quantitative Evaluation of Image Quality Using Fuzzy Integral: Phantom Study”, Korean journal of medical physics, Vol. 19, no. 4, pp. 201-208, 2008.
- [15] Alexander L. C. Kwan et al, “Automatic quantitative low contrast analysis of digital chest phantom radiographs”, Medical Physics, Vol. 30, no. 3, pp. 312-320, 2003.
- [16] Xiujiang J. Rong et al, “Comparison of an amorphous silicon/cesium iodide flat-panel digital chest radiography system with screen/film and computed radiography systems - A contrast-detail phantom study”, Medical Physics, Vol. 28, no. 11, pp. 2328-2335, 2001.
- [17] Chuen-Horng Lin et al, “An Automatic Evaluation System for Contrast-Detail Phantom Images in Digital Radiography”, Wiley Periodicals, Inc., Vol. 22, pp. 214-225, 2012.
- [18] Christian von Falck et al, “A Systematic

approach towards the objective evaluation of low-contrast performance in MDCT: Combination of a full-reference image fidelity metric and a software phantom”, European Journal of Radiology, Vol. 81, pp. 3166-3171, 2012.

- [19] M Alvarez et al, “Application of wavelets to the evaluation of phantom images for mammography quality control”, Physics In Medicine And Biology, Vol. 57, pp. 7177-7190, 2012.
- [20] Geoffrey Dougherty, “Computerized evaluation of mammographic image quality using phantom images”, Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol. 22, pp. 365-373, 1998.
- [21] Kenneth W. Brooks et al, “Automated analysis of the American College of Radiology mammographic accreditation phantom images”, Medical Physics, Vol. 24, no. 5, pp. 709-723, 1997.
- [22] Guo Zhimin et al, “Study on scan techniques dedicated for analysis of Computed Tomography (CT) system performance”, 18th World Conference on Nondestructive Testing, 2012.

---

저 자 소 개

---



노 성 순(정회원)  
2002년 고려대학교 방사선과 전문  
학사졸업.  
2014년 고려대학교 의료영상  
공학과 석사졸업.  
2002년~현재 서울아산병원  
영상의학과

<주관심분야 : 의료영상처리, 방사선계측, 의료기  
기>



김 호 철(정회원)-교신저자  
2002년 고려대학교 응용전자공학  
과 학사졸업.  
2004년 고려대학교 의학과 석사  
졸업.  
2009년 고려대학교 의학과 박사  
졸업.

2012년~현재 을지대학교 방사선학과 교수  
<주관심분야 : 디지털 의료영상처리, 방사선계  
측>



엄 호 식(정회원)  
2013년 고려대학교 방사선학과  
학사졸업.  
2013년~현재 서울아산병원  
영상의학과  
<주관심분야 : 의료영상처리, 방  
사선계측, 의료기기>