

AAPM CT 성능 평가용 팬텀을 이용한 전산화단층촬영의 영상 평가를 위한 정도관리 사례 연구

Case Study of Quality Assurance for MDCT Image Quality Evaluation Using AAPM CT Performance Phantom

장근조*, 권대철**

예수병원 영상의학과*, 서울대학교병원 영상의학과**

Keun-Jo Jang(kunjochang@hanmail.net)*, Dae-Cheol Kweon(kdc@radiol.snu.ac.kr)**

요약

전산화단층촬영(CT)은 영상의학에서 매우 유용한 검사의 진단법으로 적절한 정도관리에 의한 영상의 평가가 필요하다. CT의 정도관리 항목에서 영상의 질을 결정하는 중요한 요소를 위해 AAPM CT 팬텀으로 영상검사를 수행하였다. 정도관리 평가항목은 "특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙"에서 정한 기준으로 물의 CT 감약계수, 노이즈, 균일도, 공간분해능, 대조도 분해능, 절편 두께, 인공물 존재 유무를 평가하였다. 획득한 영상은 규칙의 합격기준에 충족하였다. CT 영상의 질을 최적으로 유지하기 위해서는 지속적으로 팬텀 및 임상검사를 통해 영상의 질을 평가하기 위해 정도관리를 시행하여야 한다.

■ 중심어 : | AAPM | 팬텀 | 정도관리 | 전산화단층촬영 |

Abstract

The increasing use of computed tomography (CT) as a diagnostic tool creates the need from and efficient means of evaluating the performance of the CT scanner now in use. Accordingly, acceptance testing and quality assurance of CT is of great importance. The aim of this study is to analyze of AAPM CT performance phantom in the CT accreditation program. The modular phantom offers the CT system with which to measure eight performance parameters. The parameters are listed of CT attenuation coefficient of water, noise, uniformity, spatial resolution, contrast resolution, slice thickness (5 and 10 mm), artifacts and alignment. The phantom evaluation was done by two radiologists. The acceptance testing protocol described here in demonstrates the successful of the guidelines for the quality assurance using AAPM CT performance phantom. We need to be upgraded for the CT image quality and make the standard reference of the quality assurance in the CT.

■ keyword : | AAPM | Phantom | Quality Assurance | Computed Tomography |

I. 서론

전산화단층촬영(computed tomography, CT)은 빠른 영상 획득과 재구성이 가능하여 신경계, 호흡기계, 소화

기계, 비뇨기계, 근골격계, 심장 및 혈관 질환 등의 영상의학검사에 이용되고 있는 진단 장비이다[1].

CT 검사에서 적절한 정도관리 실행 및 체계의 부재로 인해 부적절한 품질의 장비가 이용되거나, 영상의

질이 낮은 검사가 남발되는 문제점이 발생하였다. 그러나 현재의 정도관리 성능평가는 제조회사가 제공하는 정도관리 팬텀과 프로토콜에서 시행되고 있어 실제 환자 검사의 조건과는 다른 수준이다[2].

CT의 정도관리는 고식적인 CT와 다절편(multi-detector, MD) CT가 공존하고 있어, 표준화가 매우 어려운 상황으로 적절한 정도관리가 필요하다. CT 정도관리에 대한 필요성을 해외에서는 오래전에 Payne 등 [3]과 Stein[4]이 정도관리가 영상의 질을 결정하는 중요한 요소라고 보고하였다. 우리나라에서도 CT 정도관리 필요성과 법제화를 제기하여 2002년 의료보험 재정절감 필요성으로 영상의학검사 정도관리 법적 근거인 "국민건강보험재정건전화특별법"이 마련되고,

"특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙(이하, 규칙)" 이 제정 공포되어 정도관리의 체계화가 법제화를 통해 가능하였다[5]. 그러나 규칙이 제정되기 이전에는 CT의 정도관리의 규정은 정기적으로 관리가 이루어지지 않았고, 노후 장비로 영상의 질이 떨어지는 검사가 시행되었다[2].

CT 영상의 질을 결정하는 중요한 요소들을 평가하기 위해 AAPM(american association of physicists in medicine) CT 성능 평가용 팬텀을 이용하여 측정하였다. 현대 의학에서 중요한 진단 도구인 CT 영상의 질 평가를 위해 필요한 정도관리 사례를 보고하고자 한다.

II. CT 영상의 질 및 정도관리

1. CT 영상의 질

CT에서 기본적인 측정은 피사체를 투과하여 나온 X-ray 선속의 선감약계수이다. 이러한 선감약계수는 물질의 밀도, 원자 구조, 광자에너지에 의존하게 된다. 일반적인 X-ray는 다색 방사선이므로 평균에너지이외 다양한 에너지 스펙트럼을 나타내게 된다. 이러한 CT에서 영상의 질은 인체의 미세한 구조를 정확하게 영상으로 나타낼 수 있는 가에 의해 좌우되며, 영상의 질을 결정하는 중요한 요소는 물질의 감약 정도를 표현하는 CT 감약계수(attenuation coefficient)의 정확도, 노이즈,

균일도, 공간분해능, 대조도 분해능, 노이즈, 인공물, 선량 등이 있다.

2. 정도관리

정도관리는 의료영상검사의 질 향상과 유지 및 개선을 위한 계획, 실시 및 조정과 평가활동을 의미하며, 이 활동을 효과적으로 하기 위하여 수행되는 업무계획, 업무실행, 업무실행결과의 평가, 평가에 대한 조치의 전체 과정으로 정의된다. 장비와 연관된 문제점들이 임상영상에 영향을 미치기 전에 장비의 기능검사 및 임상영상의 화질 평가를 통해 문제점을 파악하여 교정함으로써, 적합한 영상화질을 유지, 획득하는 것을 의미한다.

CT 기기의 정도관리가 되어 있지 않는 경우 조직의 올바른 평가가 이루어 질수 없게 된다. 따라서 측정값이 기준 이하인 경우 데이터 보정이나 정비가 요구된다. 기본적인 실행기준을 설정하여 실행을 통한 변화나 경향을 정확히 파악하여 교정하는 과정이 있어야 하며 이를 확인할 수 있어야 한다.

정도관리의 주요 목적은 정도관리를 통한 의료 장비의 질 확보와 부적절한 장비, 불필요한 검사에 의한 방사선 피폭 감소이다. 또한 지속적인 정도관리를 통한 의료수준의 향상 및 국민 건강권 확보에 있다. 환자에 대한 적정 진료를 수행하기 위해서는 검사가 필요한 환자에게 적절한 수준의 검사를 적합하게 시행하는 것이 필수적이다. 노후 및 불량 장비에 의해 진단에 도움이 되지 않는 낮은 품질의 검사를 시행 하거나, 불필요한 검사가 시행되지 않도록 관리해야 함을 의미한다.

정도관리는 부적절한 검사를 막기 위해, 장치와 설비에 대한 성능과 관리에 대한 기준을 제시하고, 적정 수준 이상의 검사를 시행하도록 유도함을 의미한다. 정도관리의 기본적인 요소들로는 안전이 우선되어야 하며 장비의 조정, 장비 유지, 실제과정의 감시, 교육 및 조언, 그리고 총체적인 관리가 필요하다.

III. 재료 및 방법

1. AAPM CT 성능 평가용 팬텀

정도관리 평가를 위해 사용된 팬텀은 미국 AAPM에서 고안되고 Victoreen사에서 제작된 CT 성능 평가용 팬텀(Model 76-410; Nuclear Associates, Carle Place, NY, USA) 이었다. [그림 1]에서 팬텀은 직경이 21.6 cm로 아크릴 재질의 원통형으로 각 부분은 CT 감약계수, 슬라이스 두께, 공간분해능, 대조도 분해능, 그리고 큰 피사체의 공간분해능과 노이즈 측정을 위해 연결이 가능한 외부 노이즈 링의 5 부분으로 구성되어 있다[6].

CT 감약계수의 직선성(linearity) 및 대조도 척도(contrast scale) 측정에서 직선성 측정 부위에는 직경이 2.0 cm이며 폴리에틸렌, 폴리스티렌, 나일론, 락산, 아크릴 성분의 핀 5개가 장착되어 있으며 주위에는 증류수로 채워져 있다[7]. 그러나 본 연구에서는 규칙에 포함되지 않은 직선성 및 대조도 척도는 평가하지 않았다. 차후에는 규칙 개정을 통해 위의 사항도 포함되어야 한다.

공간분해능 측정용 블록에는 고체의 아크릴 블록에 4.3 mm의 간격으로 구멍이 5개씩 묶여 있으며 총 8 그룹의 구멍들로 구성되어 있다. 구멍의 직경은 1.75, 1.50, 1.25, 1.00, 0.75, 0.60, 0.50, 0.40 mm 8단계로 제작되어 있다. 그리고 아크릴 블록 바깥에 선확산계수(line spread function) 측정이 가능하도록 스테인리스 스틸 재질의 철사 줄이 삽입되어 있다. 또한 별개의 외부 노이즈 링이 삽입 가능하여 이를 내부의 아크릴 탱크와 부착하면 33 cm 직경의 팬텀이 구성하도록 되어 있다.

대조도 분해능 측정용 블록은 아크릴 블록 내에 2.25 inch의 깊이의 구멍이 있어 아크릴과 선감약계수 차이가 1~2% 이하인 물질을 삽입할 수 있도록 제작되어 있으며 구멍의 직경은 1, 3/4, 1/2, 3/8, 1/4, 1/8 inch 6단계로 제작되어 있다. 대조도 분해능 측정용 블록의 중앙부를 10 mm 절편 두께(slice thickness)로 스캔하였다. 아크릴과 구멍내용물 사이에 CT 감약계수차이가 20 HU(hounsfield unit)이내이어야 한다. 대조도 분해능 팬텀의 구멍에는 생리식염수와 조영제(300~370 mg I/ml)를 100:1내외로 혼합한 용액을 채웠다. 스캔한 영상을 window width 300~400 HU, window level 0~100 HU 사이에서 구멍들이 잘 보이는 조건으로 조정하였다. 모니터로부터 50 cm 이상 떨어져서 시각적으로

구분이 가능한 가장 작은 크기의 구멍을 확인하였다.

2. CT 스캔

CT의 영상의 질 평가를 위해 최근 3년 동안 AAPM CT 성능 평가용 팬텀을 1 channel(Plus4; Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany), 4 channel(MX8000; Philips Medical Systems, Netherlands), 8 channel(LightspeedUltra; GE Medical Systems, WI, USA), 16 channel(Somatom Sensation 16; Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany), 64 channel(Brilliance; Philips Medical Systems, Netherlands)등 5대의 다절편 CT 스캐너로 규칙의 기준에 따라 CT 감약계수, 공간분해능, 대조도 분해능, 슬라이스 두께를 스캔 하였다. 촬영 조건은 50 cm의 조사야(scan field of view, SFOV)와 25 cm 표시야(display field of view, DFOV)를 사용하고, 120 kVp, 250 mAs 조건을 적용하여 한번 스캔 하였다[그림 1]. 절편 두께 측정을 제외한 모든 측정에서 10 mm를 적용하였고, 표준 재구성 알고리즘을 사용하여 영상을 재구성 하였다.

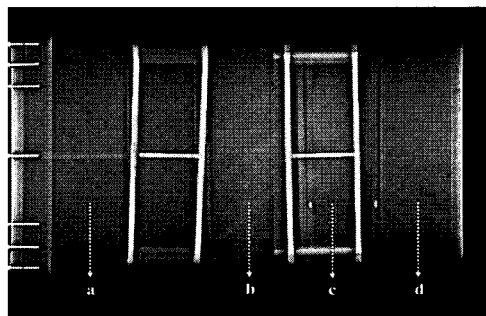


그림 1. AAPM 성능 평가용 팬텀 CT의 스캔 부위 영상. 물의 CT 감약계수 (a), 5 mm, 10 mm 슬라이스 두께 (b), 공간분해능 (c), 대조도 분해능 (d)

IV. 영상 평가

CT에서 영상의 질은 결국 인체의 미세한 구조를 어느 정도 명료하고 정확하게 영상으로 나타낼 수 있는가에 의해 좌우되며, 이러한 CT 영상의 질을 결정하는

중요한 요소들을 평가하였다. 평가항목은 규칙에서 제정한 합격기준을 토대로 평가하였다. 이 항목들에 규정된 합격기준은 국내 임상에서 사용되고 있는 조건을 채택하였고, 영상의학과 전문의 2인이 객관적으로 평가하였다[표 1].

표 1. AAPM CT 성능 평가용 팬텀의 합격 기준

항목	합격 기준
물의 CT 감약계수	0±7 HU
노이즈	7 HU 이내
균일도	5 HU 이내
공간분해능	≤ 1.0 mm
대조도 분해능	≤ 6.4 mm
슬라이스 두께 (5 mm)	≤ ± 1 mm
슬라이스 두께 (10 mm)	≤ ± 1 mm
인공물 유무	없음

AAPM 팬텀에서 먼저 물의 CT 감약계수, 노이즈, 균일도, 공간분해능, 대조도 분해능, 인공물 존재 유무를 3년 동안의 결과를 평가하였다.

물의 CT 감약계수는 물로 채워져 있는 블록의 중앙부를 촬영한다. 영상을 window width(300~400 HU), window level(0~100 HU) 에서 팬텀 중앙에서부터 6시 방향으로 1/4 지점에 하나의 4 × 4 cm 정사각형을 설정한 후 장비 자체의 관심영역(region of interest, ROI) 분석 기능을 이용하여 평균과 표준편차를 측정하였다[그림 2]. 영상의 평가 결과에서 물의 CT 감약계수는 평균의 결과로 모든 채널에서 합격 기준 0±7 HU에 포함되었다[표 2].

노이즈는 물의 CT 감약계수에서 측정된 표준편차가 노이즈가 된다. 합격기준은 7 HU 이내이어야 한다. 평가 결과 모든 채널은 합격 기준은 7 HU 이하여서 기준에 합격되었다[표 3].

균일도는 X-선 고유의 특성에 의한 피사체 내의 CT 감약계수의 균일성을 측정하기 위해 4 × 4 cm 정사각형으로 동일한 크기를 12시(3번 정사각형), 3시(4번 정사각형), 9시(2번 정사각형) 방향에서 관심영역 기능을 이용하여 CT 계수를 측정하였다[그림 3]. 팬텀의 중앙에서부터 6시 방향으로 1/4 지점 (1번 정사각형) 에서

측정된 중심 CT 계수와 5 HU 이상 차이가 나면 안 된다[그림 3]. 측정 결과 균일도는 모든 채널에서 중심부와 주변간의 차이가 5 HU 이내의 합격 기준에 포함되었다[표 4].

공간분해능은 작은 크기의 대조도 차가 높은 물질이 인접하여 있을 때 식별 능력으로 블록의 구멍의 크기를 식별한다. 중앙부를 10 mm 절편 두께로 한번 스캔한다. 8 종류의 구멍을 분석하기 위해 얻어진 영상의 구멍 식별이 쉽도록 window width(300~400 HU) 과 window level(-200~-100 HU) 을 조절한 후 모니터로부터 50 cm 이상 떨어져서 식별이 가능한 구멍의 크기를 확인하였다[그림 4]. 합격기준은 1.0 mm 이하 식별 가능해야 한다. 평가 결과 1 채널의 2006년 결과는 1.25 mm로 규칙의 합격기준을 초과하여 불합격되었다. 그러나 나머지 모든 채널은 1.0 mm 이하로 식별 가능하여 합격기준에 포함되었다[표 5].

대조도 분해능은 팬텀의 구멍에는 생리식염수와 CT 조영제(300~370 mg I/ml)를 100:1내외로 혼합한 용액을 채우고, 예비로 스캔하여 구멍 내에서 측정된 용액의 감약계수가 낮으면 소량의 조영제를 추가하고 감약계수가 높으면 식염수를 추가하여 보정하였다. 대조도 분해능 측정용 블록의 중앙부를 10 mm 절편 두께로 한번 스캔 하였다. 분석을 위해 팬텀 영상의 window width 300 HU 이상으로 설정하고, window level을 조절하면서 모니터로부터 50 cm 이상 떨어져서 시각적으로 구분이 가능한 가장 작은 크기의 구멍을 확인하였다[그림 5]. 영상의 중앙에 위치한 아크릴과 구멍 내용물의 CT 감약계수의 차이가 20 HU 이내이어야 하며, 합격기준은 6.4 mm 이하 식별 가능해야 한다. 측정 결과 구멍의 크기가 모든 채널에서 6.4 mm가 식별 가능하여 합격기준 기준을 통과하였고, 팬텀 구멍의 CT 감약계수는 106 HU, 아크릴의 CT 감약계수는 124 HU로 차이가 18 HU 로 합격기준 20 HU를 만족하였다[표 6].

절편 두께 삽입부위에서 장치 특성에 따라 5 mm와 10 mm 슬라이스 두께로 스캔 하였다. 모니터에서 중앙에 위치한 알루미늄 폭을 커서를 이용하여 직접 측정한다. 스캔 영상을 window width(300~400 HU), window level(0~100 HU) 사이로 조절된 상태에서 직사각형의

긴 변에 수직으로 두께를 측정한다. 5 mm 절편 두께 영상 1개와[그림 6] 10 mm 절편 두께 영상 1개를 모니터의 영상에서 캘리퍼를 이용하여 절편 두께를 측정하였다[그림 7]. 절편 두께 5 mm와 10 mm 를 모니터에서 실측한 결과 5 mm 절편 두께는 모든 채널에서 규칙에서 정한 범위 ± 1 mm 이내에 포함되었다[표 7]. 10 mm 절편 두께는 모든 기기에서 규칙의 합격기준에 포함되었다[표 8]. 인공물은 물의 CT 감약계수를 측정하기 위해 사용된 영상으로 육안으로 평가하였고 선속경화 인공물(beam hardening artifacts) 현상을 제외한 인공물이 없어야 한다[그림 8]. 모든 기기의 영상에서 인공물은 존재하지 않았다[표 9].

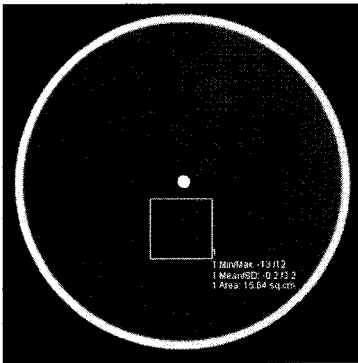


그림 2. 16 MDCT에서의 물의 감약계수 (평균, 0.2) 및 노이즈 (표준편차, 3.2) 영상

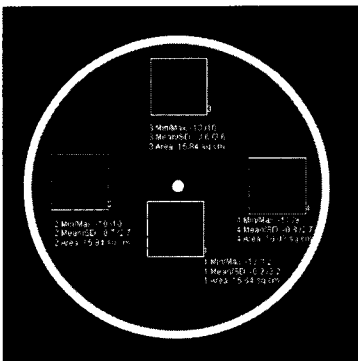


그림 3. 16 MDCT에서의 균일도 (평균) 영상

표 2. MDCT 채널의 물의 감약계수 (HU)

데이터 년도	채널					범위 HU (채널)
	1	4	8	16	64	
2005	1.6	2.5	3.2	-3.2	N/A	최소: -3.2(16) 최대: 3.2(8)
2006	2.3	1.8	-5.1	-1.5	4	최소: -5.1(8) 최대: 4(64)
2007	-1.5	0	-2.1	-0.2	6.4	최소: -2.1(8) 최대: 6.4(64)
평균	0.80	1.43	-1.33	-1.63	5.2	최소: -1.63(16) 최대: 3.46(64)
합격 기준	물, 0 \pm 7 HU					

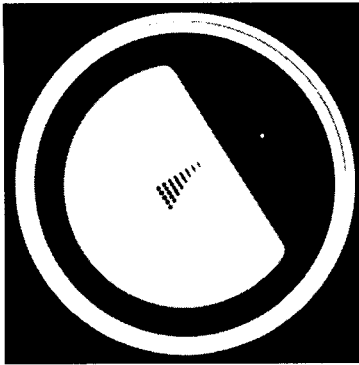
Note. NA: not applicable, 적용불가

표 3. MDCT 채널의 노이즈 (HU)

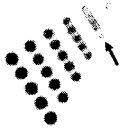
데이터 년도	채널					범위 HU (채널)
	1	4	8	16	64	
2005	1.5	3.6	2.62	3.7	N/A	최소: 1.5(1) 최대: 3.7(16)
2006	3.5	2.1	3.4	6.5	4.8	최소: 2.1(4) 최대: 6.5(16)
2007	6.8	6.2	3.6	3.2	4.9	최소: 3.2(16) 최대: 6.8(1)
Mean	3.93	3.97	3.21	4.47	4.85	최소: 3.21(8) 최대: 4.85(64)
합격 기준	7 HU 이내					

표 4. MDCT 채널의 균일도 (HU)

데이터 년도	채널					범위 HU (채널)
	1	4	8	16	64	
2005	0.4 0.8 0.9	0.6 0.8 0.4	2.4 2.6 2.8	-0.7 -1.1 -0.8	N/A	최소: -1.4(64) 최대: 2.8(8)
2006	0.82 0.73 0.65	1.8 1.5 1.6	-0.72 -0.41 -0.41	-0.6 -1.1 -0.9	-1.4 -1.8 -1.4	최소: -1.4(64) 최대: 1.8(4)
2007	0.4 1.1 0.9	2.3 2.4 2.5	0.9 0.4 0.5	0.5 0.4 0.6	-1.5 -1.9 -1.4	최소: -1.9(64) 최대: 2.5(4)
평균	0.54	1.57	0.86	-0.27	-1.56	최소: -1.56(64) 최대: 1.57(4)
합격 기준	5 HU 이내					



A



B

그림 4. 16 MDCT에서의 AAPM CT 성능 평가용 팬텀의 공간분해능 영상 (A)과 2배 확대 영상 화살표 (0.75 mm) (B)

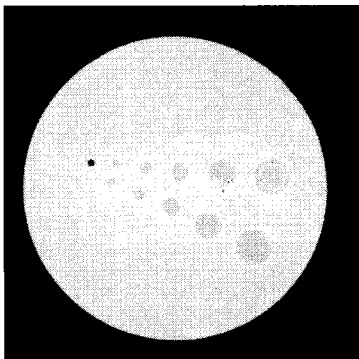


그림 5. 16 MDCT의 대조도 분해능 6.4 mm (화살표) 및 CT 감약계수 차이 (124-160) HU

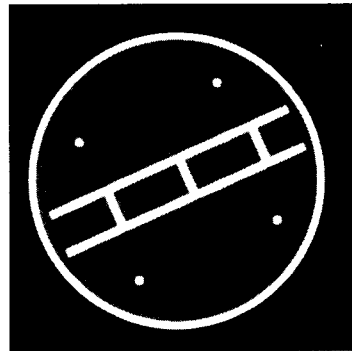
표 5. MDCT 채널의 공간분해능 (mm)

데이터 년도	채널				
	1	4	8	16	64
2005	1.0	1.0	1.0	1.0	N/A
2006	1.25*	1.0	1.0	1.0	0.75
2007	1.0	1.0	1.0	0.75	-0.75
합격 기준	≤ 1.0 mm				

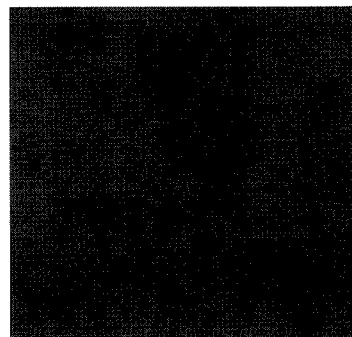
*: 공간분해능 결과 허용범위 초과

표 6. MDCT 채널의 대조도 분해능 (mm)

데이터 년도	채널				
	1	4	8	16	64
2005	6.4	6.4	6.4	6.4	N/A
2006	6.4	6.4	1.0	6.4	6.4
2007	6.4	6.4	6.4	6.4	6.4
합격 기준	≤ 6.4 mm				



A



B

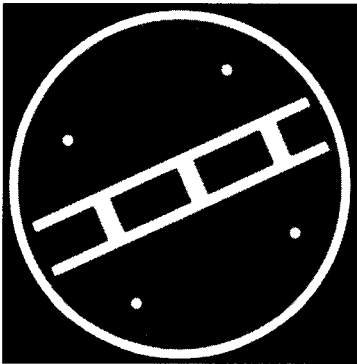
그림 6. 16 MDCT에서의 AAPM CT 성능 평가용 팬텀의 5 mm 슬라이스 두께 (A)와 2배 확대 영상 (B)

표 7. MDCT 채널의 5 mm 슬라이스 두께 결과

데이터 년도	채널					범위 HU (채널)
	1	4	8	16	64	
2005	4.8	5.1	4.8	4.9	N/A	최소:4.8(1,8) 최대:5.1(4)
2006	4.9	4.9	5.1	5.2	5.0	최소:4.9(1,4) 최대:5.2(16)
2007	5.0	5.1	5.0	5.0	4.9	최소:4.9(64) 최대:5.1(4)
평균	4.90	5.03	4.97	5.03	4.95	최소:4.90(1) 최대:5.03(4,16)
합격 기준	$\leq \pm 1 \text{ mm}$					

표 8. MDCT 채널의 10 mm 슬라이스 두께 결과

데이터 년도	채널					범위 HU (채널)
	1	4	8	16	64	
2005	9.9	10.3	10.1	9.91	N/A	최소:9.91(64) 최대:10.3(4)
2006	10.1	10.1	10.2	10.2	10.1	최소:10.1(1,4,64) 최대:10.2(8,16)
2007	10.2	10.0	10.0	10.0	10.0	최소:10.0(4,8,16) 최대:10.2(1)
평균	10.07	10.13	10.10	10.04	10.05	최소:10.04(16) 최대:10.13(4)
합격 기준	$\leq \pm 1 \text{ mm}$					



A



B

그림 7. 16 MDCT에서의 AAPM CT 성능 평가용 팬텀의 10 mm 슬라이스 두께 (A)와 2배 확대 영상 (B)

표 9. MDCT 채널의 인공물 유무 결과

데이터 년도	채널				
	1	4	8	16	64
2005	0	0	0	0	N/A
2006	0	0	0	0	0
2007	0	0	0	0	0
합격 기준	없음				

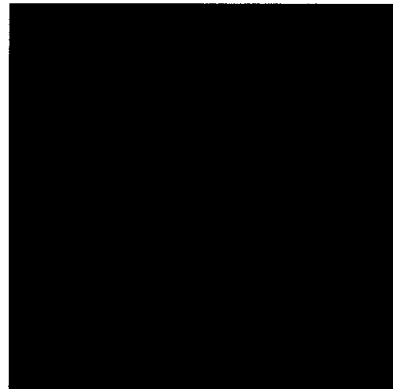


그림 8. 16 MDCT에서의 AAPM CT 성능 평가용 팬텀의 인공물 유무

V. 고찰

영상의학검사의 정도관리는 장비의 문제점으로 영상에 영향을 미치지 전에 장비의 기능검사 및 영상의 평가를 통해 문제점을 교정하여 적합한 영상을 유지하고,

영상의학 검사가 필요한 환자에게 적절한 수준의 검사를 적합하게 시행하는 것으로, 의료 장비 및 영상의학 검사의 질을 확보하여, 부적절한 장비로 불필요한 검사에 의한 방사선 피폭 감소를 통해 의료수준의 향상 및 국민 건강권을 확보하는데 있다[6]. 체계적인 정도관리를 위해서는 영상학과 의사, 의학물리학자, 방사선사, 자격을 갖춘 장비정비기술자 등이 한 팀이 되어 환자 진료에 영향을 미치지 않도록 해야 한다.

의료장비에 관한 정도관리 연구는 CR(computed radiography)[8], 유방촬영술[9], 자기공명영상[10], 진단용 LCD 디스플레이 장치의 정도관리[11], 그리고 감마나이프의 정도관리[12] 및 치료계획에서의 시뮬레이션의 영상의 질 평가에 대한 보고가 있었다[13].

CT에서는 Zata[14]이 팬텀과 환자를 대상으로 정도관리를 시행하였고, McCullough[15]는 CT에서 정도관리의 필요성을 주장하였다. 또한, Huda[16]는 정량적인 정도관리 분석을, Droegge[17]는 CT를 위한 정도관리 프로토콜을 위해 정도관리 팬텀으로 HU의 일치와 노이즈, 공간분해능을 측정하였다. Polacin 등[18]은 sensitivity profile과 영상의 노이즈를, Jessen 등[19]은 정량적 정도관리, Pomerantz 등[20]은 복부 검사에서 컴퓨터 시스템에서 정도관리를 실시하였고, Cohen 등[21]은 선량과 영상의 질을 보고하였으나 AAPM CT 성능 평가용 팬텀을 이용한 정도관리는 보고되지 않았다. 이에 팬텀을 이용하여 영상에 중요한 영향을 미치는 물질의 감약 정도를 표현하는 CT계수의 정확도, 공간분해능, 대조도 분해능, 노이즈, 인공물을 측정하였다. Scheck 등[22]과 Rimondini 등[23]은 CT에서 영상의 질과 함께 선량에 대한 평가를 하였다. 이에 CT 검사에서 필수적으로 동반하는 선량에 대한 평가가 필요하다. 그러나 본 연구에서는 규칙에 따라 선량을 평가하지 않았다.

CT의 정도관리에서 장비자체의 성능 외에 인력까지 정도관리에 포함하는 임상영상검사와 팬텀영상검사가 있다. 본 연구에서는 AAPM CT 성능 평가용 팬텀을 이용하여 영상을 평가하였다. 팬텀영상검사에서 규정된 합격기준은 규칙의 전 항목에서 합격되어야 검사에 합격한 것으로 판정하였다. 이러한 팬텀영상검사를 위

해 AAPM 팬텀의 촬영에서는 CT의 isocenter와 팬텀의 중심이 정확히 일치하도록 하고, 팬텀의 장축과 삼입구조물이 직각이 되도록 하여야 한다. 또한 팬텀에 공기가 들어가지 않도록 하여야 한다.

동일한 물질을 스캔한 경우의 모든 픽셀의 HU가 동일하지 않고 분산된 경우의 형태를 표시하는 표준편차로 표시하는 노이즈와 영상의 여러 부위에서 HU가 균일한가를 나타내는 균일도는 규칙의 기준에 포함되었다. 또한 CT에서 영상의 질을 결정하는 중요한 요소인 공간분해능과 대조도 분해능은 평가자들의 주관성이 가장 높이 반영되는 항목으로 주의하여 평가하기 위해 진단방사선과 전문의 2인이 동일한 평가를 내리는 경우에만 규칙에 합격하도록 하였다.

공간분해능은 두 물체를 분리하여 볼 수 있는 능력으로 분해능 패턴이나 MTF(modulation transfer function)을 이용하여 측정하고 있다[24]. 또한 재구성 알고리즘에 의해 영향을 미치므로 본 연구에서는 표준 재구성 알고리즘을 이용하여 스캔 하였다[25]. CT 장비가 10년이 지난 1채널의 공간분해능 측정치가 1.25 mm로 규칙을 초과하였다. 그러므로 장비의 노후화에 대한 보정(calibration) 및 관리가 지속적으로 유지되어야 진단에 필요한 영상을 구현 할 수 있다[2][4].

대조도 분해능은 미세한 대조도 차이를 보이는 부위를 식별하는 능력으로 10~20 HU의 차이를 갖는 물질을 사용하며 본 연구는 20 HU 이어야 하는 규칙의 기준을 참고하였다. 대조도 분해능은 영상의 질에서 중요한 요소로 팬텀에 따라 불만족 상황을 가져오므로 철저한 준비가 필요하다[26]. 그러므로 조영제의 농도를 적절히 조절하여 정한 기준에 적합하도록 하여야 한다. 대조도 분해능에서 측정 물질에 대한 감약계수의 기준이 없어 감약계수의 차이가 큰 물질을 사용하면 불량한 장치도 대조도 분해능에 합격할 수 있다는 점에서 측정 물질간의 감약계수 차이에 관한 기준이 필요하다. 인공물 유무에 대한 평가는 CT 감약계수의 오류에서 발생하는 물리적인 요인의 아티팩트인 선속경화에 의한 아티팩트는 제외하여 평가하였다.

CT에서 영상의 질을 유지하기 위해서는 장치의 성능의 관리뿐만 아니라 팬텀의 정도관리를 통해 최적 영상

을 유지하도록 해야 한다. 따라서 측정값이 기준 이하에서는 데이터 보정이나 장비의 예방보전이 필요하다. 팬텀을 정확히 촬영하고 얻어진 영상의 평가 방법을 숙지하는 것은 CT의 자체 정도관리 평가에 도움이 되어 CT영상의 질을 향상시킬 수 있다.

VI. 결론

CT에서의 영상의 질을 결정하는 중요한 요소들을 객관적으로 평가하기 위해 AAPM CT 성능평가용 팬텀을 이용하여 물의 CT 감약계수, 노이즈, 균일도, 공간분해능, 대조도 분해능, 절편 두께 부위를 스캔하여 3년 동안정도관리를 평가하여 사례를 보고하였다. 공간분해능의 결과에서 1 채널이 합격기준을 미달하였지만 나머지의 모든 평가 인자들은 규칙의 합격기준을 충족하였다. CT 영상의 질을 최적으로 유지하기 위해서는 지속적으로 팬텀 및 임상검사를 통해 영상의 질을 평가하여야 한다.

참고문헌

- [1] S. M. Pomerantz, B. Daly, T. L. Krebs, M. NessAiver, S. Y. Kepes, J. J. Wong, M. Severson, and C. Siegler, "Quality assurance for abdominal CT: a rapid, computer-assisted technique," *AJR Am J Roentgenol*, Vol.167, No.5, pp.1141-1145, 1996.
- [2] J. I. Choi, D. G. Na, H. H. Kim, Y. M. Shin, K. J. Ahn, and J. Y. Lee, "Quality control of medical imaging," *J Korean Radiol Soc*, Vol.50, pp.317-331, 2004.
- [3] J. T. Payne, E. C. McCullough, T. Stone, and E. Gedgaudas, "Acceptance testing of a computerized tomographic scanner," *Opt Engr*, Vol.16, pp.28-31, 1997.
- [4] K. M. Stein, "Quality assurance in CT," *Radiol Technol*, Vol.72, No.1, p.67, 2000.
- [5] AAPM Report 1, *Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners*, American Association of Physicists in Medicine, Chicago, IL, USA, 1997.
- [6] 보건복지부, *특수의료장비의 설치 및 품질관리에 관한 규칙*, 보건복지부령 386호, 2007.
- [7] J. Nosil, K. I. Pearce, and R. A. Stein, "Linearity and contrast scale in computed tomography," *Med Phys*, Vol.16, No.1, pp.110-113, 1989.
- [8] M. Fiebich, H. Lenzen, N. Meier, and L. Koetter, "New method for quality assurance in computed radiography," *Radiat Prot Dosimetry*, Vol.49, pp.275-276, 1993.
- [9] E. D. Pisano, M. Schell, J. Rollins, C. B. Burns, B. Hall, Y. Lin, M. P. Braeuning, E. Burke, and J. Holliday, "Has the mammography quality standards act affected the mammography quality in North Carolina," *AJR Am J Roentgenol*, Vol.174, pp.1089-1091, 2000.
- [10] C. C. Chen, Y. L. Wan, Y. Y. Wai, and H. L. Liu, "Quality assurance of clinical MRI scanners using ACR MRI phantom: preliminary results," *J Digit Imaging*, Vol.17, pp.279-284, 2004.
- [11] H. Jung, H. J. Kim, W. S. Kang, S. K. Yoo, K. Fujioka, M. Hasegawa, and E. Samei, "Assessment of flat panel LCD primary class display performance based on AAPM TG 18 acceptance protocol," *Med Phys*, Vol.31, No.7, pp.2155-2164, 2004.
- [12] W. S. Seo, D. O. Shin, Y. H. Ji, and Y. J. Lim, "A study on quality assurance for gamma knife," *Korean J Med Phys*, Vol.14, No.3, pp.184-188, 2003.
- [13] C. McCann and H. Alasti, "Comparative evaluation of imaging quality from three CT simulation scanner," *J Appl Clin Med Phys*, Vol.5, No.4, pp.55-70, 2004.
- [14] L. M. Zatz, "Image quality in cranial computed

- tomography," J Comput Assist Tomogr, Vol.2, No.3, pp.336-346, 1978.
- [15] E. C. McCullough, "Specifying and evaluation the performance of computed tomography scanner," Med Phys, Vol.7, No.4, pp.291-296, 1980.
- [16] W. Huda, "CT quality control," Can Assoc Radiol J, Vol.38, No.2, pp.122-125, 1987.
- [17] R. T. Droege, "A quality assurance protocol for CT scanners," Radiology, Vol.146, No.1, pp.244-246, 1983.
- [18] A. Polacin, W. A. Kalender, and G. Marchai, "Evaluation of section sensitivity profile and image in spiral CT," Radiology, Vol.185, pp.29-35, 1992.
- [19] K. A. Jessen, P. Franklin, L. C. Jensen, and J. J. Christensen, "Phantom Measurements for Quality Control in Quantitative Computed Tomography," Radiat Prot Dosimetry, Vol.49, pp.237-240, 1993.
- [20] S. M. Pomerantz, B. Daly, T. L. Krebs, M. NessAiver, S. Y. Kepes, J. J. Wong, and M. Severson, "Quality assurance for abdominal CT: a rapid, computer-assisted technique," AJR Am J Roentgenol, Vol.167, No.5, pp.1141-1145, 1996.
- [21] G. Cohen and F. A. DiBianca, "The use of contrast-detail-dose evaluation of image quality in a computed tomographic scanner," J Comput Assist Tomo, Vol.3, pp.189-195, 1979.
- [22] R. J. Scheck, E. M. Coppenrath, M. W. Kellner, K. J. Lehmann, C. Rock, J. Rieger, L. Rothmeier, F. Schweden, A. A. Bauml, and K. Hahn, "Radiation dose and image quality in spiral computed tomography: multicentre evaluation at six institutions," Br J Radiol, Vol.71, No.847, pp.734-744, 1998.
- [23] A. Rimondini, R. P. Mucelli, M. D. Denaro, P. Bregant, and L. D. Palma, "Evaluation of image quality and dose in renal colic: comparison of different spiral-CT protocols," Eur Radiol, Vol.11, No.7, pp.1140-1146, 2001.
- [24] E. C. McCullough and F. E. Zink, "Performance evaluation of a multi-slice CT system," Med Phys, Vol.16, pp.2223-2230, 1999.
- [25] P. Sprawls, "AAPM tutorial: CT image detail and noise," Radiographics, Vol.12, pp.1041-1046, 1992.
- [26] C. Suess, W. AKalender, and J. M. Coman, "New low-contrast resolution phantoms for computed tomography," Med Phys, Vol.26, No.2, pp.296-302, 1999.

저자 소개

장근조(Keun-Jo Jang)

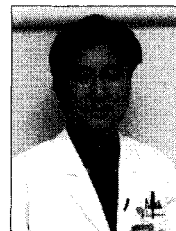
정회원



- 1993년 8월 : 전북대학교 환경공학과 (공학석사)
- 2005년 2월 : 전주대학교 병원경영학 전공 (경영학박사)
- 1994년 3월 ~ 현재 : 서해대학 방사선과 겸임교수
- 2006년 3월 ~ 현재 : 전주대학교 방사선학과 겸임교수
- 1982년 2월 ~ 현재 : 예수병원 영상의학과 재직
<관심분야> : 방사선관리, 핵의학

권대철(Dae-Cheol Kweon)

정회원



- 1991년 8월 : 경기대학교 산업공학과 공학사
- 2000년 3월 : 동국대학교 산업시스템공학과 공학석사
- 2005년 8월 : 아주대학교 의용공학과 (공학박사)
- 1987년 12월 ~ 현재 : 서울대학교병원 영상의학과 재직
<관심분야> : 영상정보학, 의용공학