256 다중 검출기 전산화단층촬영에서 두개부 전용 팬텀을 이용한 분해능 파라미터와 재구성 필터의 영상 평가

Image Evaluation of Resolution Parameter and Reconstitution Filter in 256 Multi Detector Computed Tomography by Using Head Phantom

구본승*, 성열훈**

분당서울대학교병원 영상의학과*, 청주대학교 방사선학과**

Bon-Seung Gu(akrsoqhstmd@snuh.org)*, Youl-Hun Seung(radimage@cju.ac.kr)**

요약

256 다중 검출기 전산화단층촬영 (multi detector computed tomography, MDCT)에서 두개부 전용 팬텀을 이용하여 분해능 파라미터와 재구성 필터의 영상 품질을 평가하고자 하였다. 사용한 장비는 256 MDCT 을 사용하였으며 philips system head phantom을 이용하여 Extended Brilliance Workspace에서 영상의 질 평가를 측정하였다. 장비에서 지원하고 있는 분해능 파라미터와 재구성 필터가 화질에 미치는 영향을 알아보기 위해서 검사조건을 512 × 512 matrix, 128 × 0.625 mm beam collimation, 120 kVp, 250 mAs, 0.5 sec, 250 mm field of view (FOV), 절편 두께와 절편 간격은 5 mm, 1.0 pitch로 동일하게 적용하였다. 분해능 파라미터는 'Standard', 'High', 'Ultrahigh'로 구분하여 적용하였으며, 재구성 필터는 'A', 'B', 'C', 'D', 'UA', 'UB', 'UC' 등으로 바뀌가면서 영상을 재구성하여 노이즈, 균일도, 직선성, 변조 전달함수 (modulation transfer function, MTF)의 50%와 10%를 측정하였다. 그 결과 'High' 분해능은 균일도, 직선성, MTF 50%와 10%에서 우수하였다. 'UA', 'UB' 재구성 필터는 균일도와 노이즈 평가에서 양호했으며 'C' 재구성 필터는 직선성과 MTF 50%와 10%에서 양호하였다.

■ 중심어 : 256 다중 검출기 전산화단층촬영 | 두개부 | 분해능 파라미터 | 재구성 필터 |

Abstract

The purpose of this study was to evaluate of resolution parameter and reconstitution filter in the 256 multi detector computed tomography(MDCT) by using the head phantom. We used 256 MDCT, and head phantom of philips system. We evaluated to image quality by using Extended Brilliance Workspace. The protocol were axial scan method with 120 kVp, 0.5 sec of rotation time, 5 mm of slice thickness and increment, 250 mm of field of view(FOV), 512 × 512 of matrix size, 1.0 of pitch, 128 × 0.625 mm of collimations. The resolution parameter was applied for 'Standard', 'High' and 'Ultrahigh'. The reconstitution filters were changed to seven type of 'A', 'B', 'C', 'D', 'UA', 'UB', 'UC'. The assesment factors of image quality were the uniformity, the noise, the linearity and 50% and 10% of the modulation transfer function(MTF). Finally The good image quality in 'High' resolution parameter showed at the uniformity, the linearity and 50% and 10% of MTF. The 'UA', 'UB' reconstitution filter showed at the good image quality of the uniformity and the noise and 'C' reconstitution filter showed at the same result of the linearity and 50% and 10% of MTF.

■ keywords : 256 Multi Detector Computed Tomography | Head Phantom | Resolution Parameter | Reconstitution Filter |

I. 서론

1972년 Godfrey Newbol Hounsfield와 Alan MacLeod Cormack에 의해 피사체의 횡단면을 관찰할 수 있는 전산화단층촬영장치(computed tomography, CT)가 개발되었다. 이 후 컴퓨터기술과 검출기의 발전으로 X선관의 1회 회전으로 한번에 4장의 영상을 얻을 수 있는 다중 검출기 전산화 단층촬영장치(multi-detector CT, MDCT)가 1990년대 후반에 등장하였다[1]. 이러한 MDCT는 검사시간을 예전에 비하여 대폭 단축시키고 환자의 움직임에 의한 인공물을 감소시켰으며, Z축의 해상도가 증가하는 장점이 있었다[2]. 그래서 8, 16, 32, 64, 그리고 최근에는 256 열의 검출기가 장착한 CT가 개발되어 사용되고 있다[3]. 특히, 가로 단면 영상만을 가지고 난해한 영상 판독하던 과거와 달리 Z축의 해상력 향상으로 등방성 복셀을 기초한 3 차원 입체 영상은 영상의학의 혁명적인 발전을 가져왔다[4]. 최근에는 두개부의 CT 검사가 교통사고에 의한 상해와 치과에서의 구강 구조물 관찰을 위한 CT 3 차원 영상 구현이 증가하고 있다[5]. 이러한 3 차원 영상은 관전압(kVp), 관전류량(mAs), 콜리메이션(collimation), 절편 두께, 스캔 체적, 피치(pitch) 등과 같은 검사 조건을 조절하여 최상의 영상의 품질을 유지해야 한다[6]. 이를 위해서 우리나라에서는 “특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙”이 제정 공표되어 CT의 정기적인 정도관리가 유지되도록 명문화되어 있다[7]. 또한 CT의 영상 품질을 평가하기 위해 공인된 AAPM (american association of physicists in medicine) CT 성능 평가용 팬텀을 이용하여 측정한다[8]. 그러나 최근에 등장한 256 MDCT인 경우에는 검사 부위와 목적에 따라 검사 조건의 구성도 다양하고 복잡해졌음에도 불구하고 이에 관련된 연구는 매우 부족하다. 특히, 검사조건 중 초점의 크기와 자료 검출율이 달라지도록 디자인되어 있는 분해능 파라미터(resolution parameter, RP)와 스캔 데이터를 이미지 데이터로 변화시키는 재구성 필터(reconstitution filter, RF)는 영상의 질에 큰 영향을 미친다[9, 10]. 그러나 이들 사이에는 차이점이 있다. 분해능 파라미터는 데이터가 수집된 이후에는 원 데이터를 변화시킬 수는 없는 반면 재구성 필터는 변화시켜 또 다른 영상으로

재구성할 수 있다. 따라서 진단목적에 따라 이들을 조절하여 영상 데이터를 얻는다. 예를 들면 Philips 사의 경우, 높은 분해능을 요구하는 골조직은 ‘Ultrahigh’ 형태의 분해능 파라미터를 검사조건으로 선택해야 하고 연부조직인 뇌는 ‘Standard’ 형태의 분해능 파라미터를 선택해야 한다.

따라서, 본 연구에서는 최근에 도입된 256 다중 검출기 전산화단층촬영 장치에서 두개부 전용 팬텀을 이용하여 분해능 파라미터와 재구성 필터의 영상 품질을 평가하고자 하였다.

II. 실험장비 및 방법

1. 실험장비

[그림 1]처럼 사용된 팬텀(phantom)은 CT 제조사에서 제공하는 두개부 전용 정도관리용 팬텀을 사용하였으며 3개의 부위로 구성되어 있다.

첫 번째 부위는 직경이 225 mm이며, 변조전달함수(modulation transfer function, MTF)를 측정하기 위한 0.2 mm의 철사가 있고 공기로 채워져 있다. 두 번째 부위는 물로 채워져 있으며, CT 선감약계수와 노이즈, 균일도 등을 평가할 수 있다. 마지막 부위는 직선성을 평가하기 위한 4 개의 핀들과 공간 분해능을 평가하기 위한 핀으로 구성되어 있다.

그림 1. 두개부 CT 전용 정도관리용 팬텀

영상획득을 위한 CT 장비는 256 MDCT (Brilliance iCT, Philips health care, Cleveland, OH, USA)로 수행

하였으며, 영상의 품질 평가는 Extended Brilliance Workspace (Version 4.0, Philips Medical Systems, Netherlands)를 사용하였다.

2. 실험방법

2.1 CT 영상 획득방법

X-선 주사방식은 두개부 전용 모드를 이용하여, 관전압은 120 kVp, 관전류량은 250 mAs, X-선관 회전 시간은 0.5 sec, 시야범위(field of view, FOV)는 250 mm, 검출기 콜리메이션은 128×0.625 mm, 절편 두께는 5 mm, 절편 간격은 5 mm, 피치는 1.0, 매트릭스(matrix) 크기는 512×512 로 모두 동일하게 적용하였다. 분해능 파라미터는 장비에서 제공하는 'Standard', 'High', 'Ultrahigh' 형태로 구분하여 팬텀을 스캔하였다. 이때 획득된 원 데이터는 선예도가 증가하는 정도에 따라 'A', 'B', 'C', 'D', 'UA', 'UB', 'UC'의 7 가지 재구성 필터 형태로 나누어 영상을 재구성하였다. 하지만 'Ultrahigh' 분해능 파라미터는 'UA', 'UB', 'UC'의 재구성 필터를 지원하고 있지 않아 제외하였다.

2.2 영상품질 측정방법

분해능 파라미터와 재구성 필터의 종류별로 재구성하여 얻은 영상에서 균일도, 노이즈, 직선성, 그리고 영상의 선예도를 결정할 수 있는 50%의 MTF와 해상력을 나타낼 수 있는 10%의 MTF를 측정하여 영상의 품질을 평가하였다.

그림 2. 두개부 CT 전용 정도관리용 팬텀을 이용한 균일도와 노이즈 평가

① 균일도(Uniformity)

[그림 2]처럼 두개부 전용 정도관리용 팬텀에서 동일한 크기 4×4 cm²의 관심영역(region of interest, ROI)을 중앙부와 북쪽 방향, 동쪽 방향, 서쪽 방향 그리고 남쪽 방향으로 중앙에서 주변부로 대략 2/3 지점에 위치시킨 후 각각의 CT Number (hounsfield unit, HU)를 측정하였다. CT Number는 물체의 감약계수와 관련이 있으며 공식은 (1)과 같다.

$$CT \text{ Number} = \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \times 1,000 \quad (1)$$

여기에서 μ_t 는 측정된 조직의 선감약계수, μ_w 물의 선감약계수이다. 이때 중심부와 주변부의 CT 값의 차이는 5 HU이내 이어야 한다[11].

② 노이즈(Noise)

X-선을 이용한 의료영상에서의 노이즈는 X-선이 사물을 투과한 후 감약된 X-선 광자 밀도의 통계적 변동으로 나타나는 양자 잡음(quantum noise)을 뜻한다. 영상의 평가 부위는 정중앙을 관심영역으로 선정한 후 영상의 노이즈를 구하였다. 이때 [그림 2]에서처럼 ROI의 크기는 균일성(homogeneity)을 해치지 않는 범위 내에서 약 4×4 cm²의 정사각형의 크기를 설정하였다. 그리고 노이즈 측정을 실행하기 위해서, 획득된 영상 $f(i, j)$ 의 ROI 내 표준편차(δ)가 (2)와 같이 계산한다.

$$\delta = \sqrt{\frac{\sum_{i,j \in ROI} [f(i, j) - \bar{f}]^2}{N - 1}} \quad (2)$$

여기서 i 와 j 는 2 차원 영상의 지표이고, N 은 ROI 안에 있는 픽셀의 총 수, $\bar{f}$ 는 CT 선감약계수로 평균 픽셀 강도를 뜻하며, (3)와 같은 공식을 이용해 계산할 수 있다[12].

$$\bar{f} = \frac{1}{N} \sum_{i,j \in ROI} f(i, j) \quad (3)$$

두개부 전용 정도관리용 팬텀의 중앙부에서 3 가지 분해능 파라미터와 7 가지 재구성 필터를 교차 스캔하

여 노이즈 값이 작은 조건을 찾았다.

③ 직선성(Linearity)

직선성은 선흡수계수에 의해 좌우되는 서로 다른 조직에 대한 CT Number의 관계를 나타낸다. [그림 3]처럼 서로 다른 물질은 두개부 전용 정도관리용 팬텀의 두 번째 부위 안에서 폴리카보네이트(렉산), 아크릴, 테플론, 폴리에틸렌, 물로 이루어져 있다. 폴리카보네이트(렉산)에서 측정될 수 있는 정상 CT Number는 116 ± 15 HU, 아크릴은 140 ± 15 HU, 테플론은 1016 ± 50 HU, 폴리에틸렌은 -75 ± 15 HU, 그리고 물은 0 ± 4 HU이다. 이들 조직위에 관심영역을 최대한으로 크게 설정하여 평균 CT 선감약계수를 측정하였다[12].

그림 3. 두개부 CT 전용 정도관리용 팬텀을 이용한 직선성 평가

④ 정보전달능(modulation transfer function, MTF)

MTF는 선예도와 해상력을 같이 측정하는 영상 평가 도구로 정보전달신호의 진폭 또는 강도 양의 변화를 관찰할 수 있다. 이 개념은 공학분야의 시스템 평가에서 유래된 것으로 여러 가지 주파수의 정현파를 입력하고 출력 정현파와 입력 정현파의 진폭에 대해서 어떻게 변하는가를 입력과 출력 정현파의 진폭비로 평가하며 CT 영상 평가를 위한 공식은 (4)과 같다[13].

$$MTF(g) = \frac{100\pi}{\sqrt{2}} \cdot \frac{\sqrt{M(g)^2 - N_q^2}}{|CT_{plexi} - CT_{water}|} \quad (4)$$

여기서 $M(g)$ 는 ROI의 표준편차이고, CT_{plexi} 과 CT_{water} 는 plexiglass와 water에 포함되는 ROI 평균 픽셀 값이고 N_q 은 영상의 노이즈이다. 이때 정보량(g)은 단위 길이 당 선의 수(line pair/mm or cm)로 표현하는데 해상력의 간격이 좁아질수록 단위 길이 당 선의 수가 많아지므로 정보량도 많아진다[14][15].

그림 4. 두개부 CT 전용 정도관리용 팬텀을 이용한 정보전달능 평가

측정방법은 텅스텐 철사 줄 0.2 mm가 있는 팬텀 부위를 스캔 한 후 철사 줄의 단면 영상을 확대한 후 점확산함수(point spread function, PSF)을 통해 그래프를 얻은 후 푸리에 변환을 통해 [그림 4]처럼 50%와 10%의 MTF 곡선을 평가하였다[8].

III. 결 과

1. 균일도 평가

[표 1]에 의하면 분해능 파라미터와 재구성 필터의 종류 변화에 따른 CT Number를 중앙부와 북쪽 방향, 동쪽 방향, 남쪽 방향, 서쪽 방향으로 측정하였다. 그 중 'Standard' 분해능 파라미터에서 'A', 'B', 'C' 재구성 필터를 제외하고 중심부와 주변부간의 모든 측정값이 5

HU 이내로 평가되었다. 또한 'Standard' 분해능 파라미터의 'UA', 'UB', 'UC' 재구성 필터의 조합과 'High' 분해능 파라미터의 'UA', 'UB', 'UC' 재구성 필터의 조합이 가장 유사하게 일치한 균일도로 나타났다.

표 1. 분해능 파라미터와 재구성 필터에 의한 균일도 측정값

Resolution	Filter	Center	Periphery HU					Difference HU
		HU	North	East	South	West	Mean	
Standard	A	1.7	-1.2	-1.1	-1.1	-1.2	-1.15	2.85
	B	2.7	-0.3	-0.1	-0.1	-0.2	-0.18	2.88
	C	3.7	0.7	0.9	0.9	0.7	0.80	2.90
	D	1.2	0.5	0.7	0.6	0.6	0.60	0.60
	UA	1.2	1.3	1.4	1.3	1.3	1.33	-0.13
	UB	1.2	1.3	1.4	1.3	1.4	1.35	-0.15
	UC	1.2	1.3	1.4	1.3	1.4	1.35	-0.15
High	A	0.5	1.8	1.4	1.3	1.6	1.53	-1.03
	B	0.7	1.9	1.6	1.5	1.8	1.70	-1.00
	C	3.6	5.4	5.1	4.9	5.3	5.18	-1.58
	D	2	4.1	3.8	3.6	4.0	3.88	-1.88
	UA	1.4	1.5	1.4	1.4	1.5	1.45	-0.05
	UB	1.3	1.4	1.4	1.4	1.4	1.40	-0.10
	UC	1.3	1.4	1.4	1.4	1.5	1.43	-0.13
Ultrahigh	A	0.6	1.4	1	0.9	1.0	1.08	-0.48
	B	0.6	1.4	0.9	0.8	1.0	1.03	-0.43
	C	0.1	2.1	1.7	1.5	1.7	1.75	-1.65
	D	-1.2	-0.7	-1	-1.2	-1.1	-1.00	-0.20
	UA	-	-	-	-	-	-	-
	UB	-	-	-	-	-	-	-
	UC	-	-	-	-	-	-	-

2. 노이즈 평가

[그림 5]에서 'Standard' 분해능 파라미터의 'UB' 재구성 필터에서 얻은 노이즈 값은 4.0 이었다. 또한 'High' 분해능 파라미터의 'UA' 재구성 필터로 획득한 영상의 노이즈 값은 4.5, 그리고 'UB' 재구성 필터로 획득한 영상의 노이즈 값은 5.0으로 가장 유사한 값으로 측정되었다.

그림 5. 분해능 파라미터와 재구성 필터에 의한 노이즈 측정값

3. 직선성 평가

[표 2]는 분해능 파라미터와 재구성 필터 조합에 따라 측정된 CT 값이다. 테플론을 제외한 모든 물질에서의 직선성은 오차범위 안에 속하고 있었다. 그 중 'High' 분해능 파라미터의 'C', 'D' 재구성 필터와 'Ultrahigh' 분해능 파라미터의 'C' 재구성 필터에서 가장 표준 평균값에 근사하게 측정되어 직선성이 좋은 것으로 평가되었다.

표 2. 분해능 파라미터와 재구성 필터에 의한 직선성 측정값

Resolution	Filter	Linearity				
		Lexan	Acrylic	Teflon	polyethylene	Water
Standard	A	109.6	134.6	954.4	-62.9	0.8
	B	110.5	135.5	954.7	-61.9	1.8
	C	111.8	137.1	958.3	-61.1	2.7
	D	122.4	149.9	1058.4	-69.3	1.2
	UA	109.6	134.1	919.4	-60.0	1.8
	UB	109.6	134.1	920.0	-60.0	1.9
	UC	109.8	133.3	922.1	-60.1	1.8
High	A	109	134.1	942.3	-61.2	0.9
	B	109.4	134.4	942.3	-60.9	1.3
	C	117.1	143.0	984.7	-60.4	4.0
	D	116.4	142.4	989.2	-62.4	2.9
	UA	109.8	134.4	923.2	-60.1	1.9
	UB	109.8	134.1	923.4	-60.1	1.9
	UC	109.7	133.4	922.8	-60.1	1.8
Ultrahigh	A	108.5	133.6	943.0	-62.1	0.1
	B	108.6	133.6	942.7	-62.1	0.2
	C	115.7	142.7	998.6	-65.8	0.3
	D	105.3	129.6	923.2	-62.4	-1.4
	UA	-	-	-	-	-
	UB	-	-	-	-	-
	UC	-	-	-	-	-

4. 정보전달능 평가

[그림 6]에서 분해능 파라미터와 재구성 필터의 종류 변화에 따른 MTF 50%와 10%를 각각 평가하였다. MTF 50%는 영상의 선예도를 결정하고 MTF 10%는 해상력을 나타낸다. MTF 50%에서는 'High' 분해능 파라미터의 'C' 재구성 필터에서 해상력 간격이 5.4 lp/cm로 가장 크게 측정되었으며, MTF 10%에서도 'High' 분해능 파라미터의 'C' 재구성 필터에서 9.4 lp/cm로 가장 크게 측정되었다.

그림 6. 분해능 파라미터와 재구성 필터에 의한 50% 정보 전달능 결과값(a)과 10% 정보전달능 결과값(b)

IV. 고 찰

CT 영상 품질의 관련인자에는 장치 고정요소와 장치 사용자에 의한 가변적 요소들이 있다. 장치 고정요소에는 초점의 크기, 자료 검출율, 검출기 사이의 폭, 초점과 검출기간 거리 등이 있고, 장치 사용자에 의한 가변적 요소는 재구성 알고리즘, 매트릭스 크기, 절편두께, 노출조건, 관심영역 등이 있다[11]. 이 중에서 초점의 크기와 자료 검출율 그리고 재구성 알고리즘이 화질의 분해능에 가장 큰 영향을 주기 때문에 각 제조사에서도 다양하게 개발하고 있다. 스캔하는 과정에서 노출 조건에 따라 초점의 크기가 선택되는 GE사와는 다르게 Philips 사는 CT에서 사용되는 검사조건 중 분해능 파라미터의 설정에 따라 X-선관 초점의 크기와 자료 검출율이 달라지도록 디자인되었다. 즉 'Standard' 분해능 파라메

터는 대초점 그리고 'High'와 'Ultrahigh' 분해능 파라미터는 소초점으로 설정된다. 따라서 CT 검사 시 분해능 파라미터를 'Standard'에서 'High'로 변환 시에는 X-선관의 초점 크기가 대초점에서 소초점으로 바뀌고, 'High'분해능 파라미터에서 'Ultrahigh' 분해능 파라미터로 변환 시에는 초점의 크기는 소초점은 동일하지만, 광자 검출율이 2,320번에서 4,640번으로 증가되어, 분해능을 12 lp/cm에서 24 lp/cm까지 향상시킨다[12]. 그러나 본 연구의 동일 재구성 필터에서 'High' 분해능 파라미터가 'Ultrahigh' 분해능 파라미터보다 정보전달능이 높게 나온 이유는 상대적으로 많은 노이즈를 검출한 'Ultrahigh' 분해능 파라미터에서 PSF를 거친 노이즈 데이터들이 기존의 영상 데이터를 간섭한 것으로 판단되어진다.

V. 결 과

본 연구에서는 먼저 분해능 파라미터의 종류에 따른 영상의 질을 평가하였을 때 'Standard'에서 'Ultrahigh' 분해능 파라미터로 초점의 크기가 작아지고 데이터 검출율이 증가할수록 노이즈는 증가하였지만, 균일도는 작아졌다. 그리고 직선성은 테플론을 제외한 모든 물질에서 균일하게 양호하였으며 MTF 50%와 10%의 값은 모두 향상되었다. 장치에 따라 다소 차이는 있지만 재구성 필터 선택에 따라 일반적으로 데이터 처리시간의 차이는 나지 않으며, 원 데이터가 존재하는 한 여러 가지 재구성 필터를 적용시킨 영상으로 다시 얻을 수 있다[10]. 각각의 분해능 파라미터에서 재구성 필터의 변화에 따라 영상을 재구성하여 얻은 모든 영상의 질을 평가하였을 때, 각각의 동일한 분해능 파라미터에서 재구성 필터의 변화에 따른 영상의 평가는 필터의 성질을 고선예도로 바꿀수록 'UA' 재구성 필터에서 노이즈가 가장 작았다. 또한 균일도 평가에서는 'UA', 'UB', 'UC' 재구성 필터에서 가장 균일한 것으로 측정되었고, 직선성 평가에서는 'C', 'D' 재구성 필터에서 가장 양호한 것으로 측정되었다. 마지막으로 MTF 평가에서는 'C' 재구성 필터에서 높은 분해능을 얻을 수 있었다.

따라서 연구의 실험 결과 'High' 분해능 파라미터는 균일도, 직선성, MTF 50%와 10%에서 우수하였다. 그리고 'UA', 'UB' 재구성 필터는 균일도와 노이즈 평가에서 공통적으로 양호했으며 'C' 재구성 필터는 직선성과 MTF 50%와 10%에서 양호하였다.

현재 우리나라의 “특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙”에는 표준팬텀영상을 바탕으로 물의 CT 감약 계수, 노이즈, 균일도, 공간분해능, 대조도분해능, 단면 두께, 인공물 유무, 중심선 정렬 등의 하드웨어 항목만이 있다. 따라서 본 연구결과, 영상 품질에 영향을 줄 수 있는 분해능 파라미터와 재구성 필터가 향후 정도관리에 추가항목으로 재검토가 필요하다고 사료되어진다.

마지막으로 본 연구에서는 두개부 전용 팬텀에서만 적용하여 실험하였기 때문에, 몸통 전용 팬텀을 이용한 분해능과 재구성 필터의 변화에 따른 영상의 질을 평가해야 할 필요성이 요구된다. 또한, Philips사 장비로만 연구를 했다는 제한점이 있어서, 각 제조사별 최신장비를 이용한 연구가 필요하다.

참 고 문 헌

- [1] G. Hounsfield, “Computerized transverse axial scanning (tomography) Part I. Description of system,” Br J Radiol, Vol.46, pp.1016-1022, 1973.
- [2] H. Hu, H. D. He, W. D. Foley, and S. H. Fox, “Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed,” Radiology, Vol.215, pp.55-62, 2000.
- [3] S. Mori, “Comparison of patient doses in 256-slice CT and 16-slice CT scanner,” Br J Radiol, Vol.79, pp.56-61, 2006.
- [4] M. Mahesh, “Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row detector,” Radiographics, Vol.22, pp.949-962, 2002.
- [5] H. M. Pinsky, S. Dyda, R. W. Pinsky, K. A. Misch, and D. P. Sarment, “Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT,” Dentomaxillofac Radiol, Vol.35, pp.410-416, 2006.
- [6] D. Cody and M. F. McNitt-Gray, CT image quality and patient dose. Definitions, methods and trade-offs. RSNA Categorical course in diagnostic radiology physics: from invisible to visible the science and practice of x-ray imaging and radiation dose optimization, 2006.
- [7] 보건복지부, 특수의료장비의 설치 및 품질관리에 관한 규칙, 보건복지부령 386호, 2007.
- [8] 장근조, 권대철, “AAPM CT 성능 평가용 팬텀을 이용한 전산화단층촬영의 영상 평가를 위한 정도관리 사례 연구”, 한국콘텐츠학회논문지, 제7권, 제7호, pp.114-123, 2007.
- [9] M. F. McNitt-Gray, “Radiation dose in CT,” Radiographics, Vol.22, pp.1541-1553, 2002.
- [10] 이후민, 유병규, 권대철, “MDCT에서의 Convolution Kernel 종류에 따른 공간 영역 필터링의 영상 평가”, 방사선기술과학논문지, 제31권, 제1호, pp.71-81, 2008.
- [11] AAPM Report 1, Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners American Association of Physicist in Medicine, Chicago, IL, USA, 1997.
- [10] E. Seeram, Computed Tomography : Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control. Saunders Book Company. British Columbia, pp.202-203, 2009.
- [11] S. Rathee, B. G. Fallone, and D. Robinson, “Modulation transfer function of digitally reconstructed radiographs using helical computed tomography,” Med Phys, Vol.29, pp.110-113, 2002.
- [12] P. F. Judy, “The line spread function and modulation transfer function of a computed

tomographic scanner," Med Phys, Vol.3, No.4, pp.233-236, 1976.

- [13] R. T. Droege and R. L. Morin, "A practical method to measure the MTF of CT scanners," Med Phys, Vol.9, pp.758-760, 1982.

저 자 소 개

구 본 승(Bon-Seung Gu)

정회원

- 2011년 9월 : 고려대학교 의용과학대학원 석사과정
- 2011년 현재 : 분당서울대학교병원 영상의학과 재직 중

<관심분야> : 의료영상처리, 방사선관리, 방사선물리

성 열 훈(Youl-Hun Seoung)

정회원

- 2002년 2월 : 가톨릭대학교 정보통신공학(공학사)
- 2005년 8월 : 가톨릭대학교 컴퓨터공학(공학석사)
- 2010년 8월 : 가톨릭대학교 의물리공학(이학박사)

- 2011년 3월 ~ 현재 : 청주대학교 방사선학과 교수

<관심분야> : 의료영상 콘텐츠, 방사선영상학