

Evaluation of Image Noise and Radiation Dose Analysis In Brain CT Using ASIR(Adaptive Statistical Iterative Reconstruction)

HyonChol Jang*, KyeongKeun Kim*, Jaehwan Cho**, Jeongmin Seo***, HaengKi Lee*

*Department of Radiotechnology, Suseong College**,

*Department of International Radiological Science, Hallym University of Graduate Studies**,*

*Department of Radiological Science, Daewon University College****

ASIR를 이용한 두부 CT의 영상 잡음 평가 및 피폭선량 분석

장현철*, 김경근*, 조재환**, 서정민***, 이행기*

수성대학교 방사선과*, 한림국제대학원대학교 국제방사선학과**, 대원대학교 방사선과***

Abstract

The purpose of this study on head computed tomography scan corporate reorganization adaptive iteration algorithm using the statistical noise, and quality assessment, reduction of dose was evaluated. Head CT examinations do not apply ASIR group [A group], ASIR 50 applies a group [B group] were divided into examinations. B group of each 46.9 %, 48.2 %, 43.2 %, and 47.9 % the measured in the phantom research result of measurement of CT noise average were reduced more than A group in the central part (A) and peripheral unit (B, C, D). CT number was measured with the quantitative analytical method in the display-image quality evaluation and about noise was analyze. There was A group and difference which the image noise notes statistically between B. And A group was high so that the image noise could note than B group (31.87 HUs, 31.78 HUs, 26.6 HUs, 30.42 HU $P < 0.05$). The score of the observer 1 of A group evaluated 73.17 on 74.2 at the result 80 half tone dot of evaluating by the qualitative evaluation method of the image by the bean curd clinical image evaluation table. And the score of the observer 1 of B group evaluated 71.77 on 72.47. There was no difference ($P > 0.05$) noted statistically. And the inappropriate image was shown to the diagnosis. As to the exposure dose, by examination by applying ASIR 50 % there was no decline in quality of the image, 47.6 % could reduce the radiation dose. In conclusion, if ASIR is applied to the clinical part, it is considered with the dose written much more that examination is possible. And when examination, it is considered that it becomes the positive factor when the examiner determines.

Key words : Lowdose, Noise, Computed Tomography

요 약

본 연구는 두부 컴퓨터 단층 촬영 검사 시 적응식 통계적 반복 재구성법인 알고리즘을 적용하여 노이즈 및 화질평가, 피폭선량의 감소에 대하여 알아보고자 하였다. 두부 CT 검사 시 ASIR를 적용하지 않은 군[A군], ASIR 50 % 적용군[B군]으로 나누어 검사하였다. 팬텀연구에서 측정된 CT 노이즈 평균값의 측정결과는 B군이 A군보다 중심부

(A)와 주변부(B, C, D)에서 각 각 46.9 %, 48.2 %, 43.2 %, 47.9 %가 감소되었다. 영상화질 평가에서 정량적 분석 방법으로 CT 값(number)을 측정하여 잡음(noise) 정도를 분석하였다. 영상 잡음은 A군과 B군 사이에는 통계적으로 유의한 차이가 있었으며, A군이 B군보다 영상 잡음이 유의하게 높았다(group A ;우엽에서 31.87 HU, 좌엽에서 31.78 HU, group B ; 우엽에서 26.6 HU, 좌엽에서 30.42 HU : P<0.05). 영상의 정성적 평가방법으로 두부 임상 영상 평가 표에 의해 평가한 결과 80점 만점에 A군의 관찰자 1의 점수는 73.17 점, 관찰자 2의 점수는 74.2 점으로 평가하였으며, B군의 관찰자 1의 점수는 71.77 점, 관찰자 2의 점수는 72.47 점으로 평가하였다. 통계적으로 유의한 차이가 없었으며(P>0.05), 진단에 적절한 영상을 보였다. 피폭선량은 ASIR 50 % 적용하여 검사함으로써 영상의 질적 저하 없이 방사선 피폭선량을 47.6 % 감소시킬수 있었다. 결론적으로 임상 부위에 ASIR가 적용이 된다면 훨씬 더 적은 선량으로도 검사가 가능할 것으로 사료되며, 검사 시에 검사자가 판단하는데 있어 긍정적인 요인이 될 것으로 사료된다.

중심단어: 저선량, 노이즈, 컴퓨터단층촬영

I. 서론

영상의학과에 검사에 있어서 컴퓨터 단층 촬영(Computed tomography. CT)은 우수한 진단 영상을 제공하고 있다. 국민들의 수명이 늘어남에 따라 건강에 대한 관심이 많아지면서 건강 검진을 목적으로 하는 CT 검사 횟수가 증가하는 추세이다.

검사 횟수의 증가로 인해 방사선에 의한 노출 위험이 증가하였으며, 더욱이 반복 검사를 하는 환자들에겐 있어서는 방사선 노출이 더 높을 수 밖에 없는 실정이다^[1]. CT 검사는 일반 X-선 검사 보다 방사선 피폭이 많은 것으로 보고 되었으며^[2], 이로 인해 환자들이 방사선 피폭선량에 대해 더욱더 많은 관심을 가지고 있다.

CT 검사로 인한 방사선 노출을 줄이기 위하여 장비 회사 마다 피폭을 줄이면서 진단에 적합한 화질을 얻기 위하여 노력하고 있으며, 여러 방법들이 현재 다중검출기 컴퓨터 단층 촬영(Multi-detector Computed tomography. MDCT)을 통하여 이용되고 있다.

피폭을 줄이기 위한 방법으로 영상의 노이즈를 일정하게 유지시키기 위해 관전류가 자동적으로 조절이 되어지는 자동노출조절(Automatic exposure control. AEC) 적용, 여과 필터 사용, 검사 부위의 목적에 따른 저선량 프로토콜(Protocol) 등이 적용 되고 있다^[3-4].

최근에 CT 영상의 질적 저하 없이 선량을 감소 시키는 재구성 알고리즘인 적응식 통계적 반복 재구성법(Adptive statistical iterative reconstruction. ASIR)이 소

개 되었다^[5]. CT 검사에 있어서 일반인이 받는 방사선 피폭선량이 약 67 % 정도 이며, 총 CT 검사중의 45 %가 두부 CT 검사라고 보고 되고 있다^[6-7].

따라서 본 연구에서는 최근에 소개된 ASIR를 적용하여 두부 검사 시 노이즈 및 화질 평가, 피폭선량의 감약 정도를 분석하여 ASIR 사용의 유용성을 평가하고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. 팬텀 연구

1.1 장비 및 측정 조건

CT 장비는 64 MDCT (LightSpeed VCT XTe, GE Healthcare, Milwaukee, USA)을 이용하였다.

노이즈 평가를 위해 사용된 팬텀은 미국 의학 물리학회(American Association of Physicists in Medicine.AAPM)에서 고안된 CT 성능 평가용 팬텀(model 76-410, Nuclear Associates LTD, Carle Place, N.Y, USA)을 사용하였다.

1.2 노이즈 측정

본 연구에서 노이즈 측정은 AAPM 팬텀을 이용하여 CT 장비의 테이블에 고정 시킨 후 레이저 빔을 이용하여 X-ray가 조사되는 중심점에 위치 시킨 후, 관전압 120 kVp에 250 mA의 조건으로 ASIR 적용하지 않은 A

군과, ASIR 50 % 적용한 B군으로 나누어 스캔하였다. 팬텀 영상에 관심영역(Region of interest. ROI)을 4 cm X 4 cm 로 하였으며, 면적은 1585 mm² 로 고정하였다. 중심부(6시 방향을 기준으로 1/4 저점. A점)와 주변부 9시(B점), 12시(C점), 3시(D점)에 위치를 고정 한 후 모니터에 표시된 CT 노이즈 값을 기록하였다(B, C, D점의 관심영역은 2/3 지점에 두고 측정해야 하며, 관심영역의 면적은 1,580 ~ 1,620 mm² 사이에 있어야 한다)^[8].

CT 노이즈 값을 각 3회씩 측정하여 평균값을 기록하였다[Fig. 1].

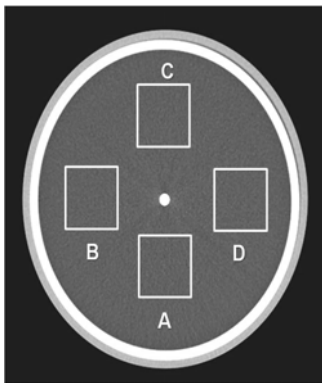


Figure 1. Measurement of CT noise with Phantom study

2. 임상 연구

2.1 검사 대상

2011년 12월부터 2012년 2월까지 S병원에서 건강 검진을 목적으로 두부CT 검사를 위해 내원한 60명의 성인을 대상으로 동의하에 연구를 하였다. 연령분포는 35세부터 74세 였다[Table 1].

Table 1. Characteristics of Patients by Groups

Characteristics	Group A	Group B
	Non - ASIR (n = 30)	50 % ASIR (n = 30)
No. of M / F	15 / 15	18 / 12
Age (year)	53.9	50.5

* M : male, F : female

2.2 검사 방법

본 연구에서 이용한 ASIR 알고리즘은 소프트웨어 프로그램 개발로 인해 통계적으로 영상을 반복 재구성하여 기존의재구성법인 역투영법(Filtered back projection. FBP)과 적절하게 조합되어 기존의 선량보다 더 적은 선량으로도 영상의 질적 저하 없이 나타내는 재구성법이다^[5].

사용한 장비는64-MDCT(LightSpeed VCT XTe, GE Healthcare, Milwaukee, USA)를 이용하였고, 두부 CT 검사 시 이용된 파라미터는 20 mm detector coverage, Rotation time 1 sec, 관전압 120 kVp, 관전류 250 mA 조건으로 설정하였다. 검사 범위를 두부 전체가 포함되도록 두개 저부(Skull base)에서 마루점(Skull vertex)까지 하였다. 팬텀 연구와 동일한 방법으로 2개의 군으로 분류하여 검사 하였다[표 1].

2.3 영상 화질 평가

정량적 분석 방법으로 CT 값(number)을 측정하여 잡음(noise) 정도를 분석하였다.

5 mm 슬라이스 두께로 검사한 전체 영상 중 가운데 영상을 택하여 뇌의 좌엽(left lobe)과 우엽(right lobe) 중심부에 30 mm²의 관심영역(ROI)을 설정 한 후, CT 값(number)을 측정하여 평균값과 표준편차를 분석 하였다[Fig. 2].



Figure 2. The region of interest location

관심영역의 CT 값의 평균값은 대응표본검정(Paired T-test, SPSS win 18.0)을 이용하였으며, P값이 0.05 이하일 때 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 간주하였다.

2.4 임상 영상 평가표에 의한 평가

정성적 분석 방법으로 CT의 임상 영상 검사에서 두부 부위에 실제적으로 적용하여 평가하는 두부 임상 영상 평가표를 이용하였으며, 영상 정보 항목별로 인공물 부분, 포함범위 부분, 해상도 및 대조도 부분, 영상상의 적정성 부분, 절편 두께의 적정성 부분으로 분석하였다. 영상의학과 신경영상의학 전문의 1명과 영상의학과 전공의 1명이 분석하였다.

임상 영상 평가표에 의한 총점 100점 만점에 일반 정보 항목 20점을 배제한 80점 만점으로 평가하였으며, 정확도를 위해 동일한 판독용 모니터를 이용하여 분석하였고, 논문과 관련된 내용은 암시하지 않았다 [Table 2].

통계방법으로는 대응표본검정(Wilcoxon, SPSS win 18.0)을 이용하였으며, P값이 0.05 이하일 때 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 간주하였다.

Table 2. The clinical image evaluation table

임상영상평가표 (두부)			
항목	평가내용	기준점수	점수
영상 정보 항목			
인공물	1. 환자의 움직임에 의한 인공물이 없다. 2. Beam-hardening artifact가 없다. 3. Ring artifact가 없다. 4. 그 외의 인공물이 없다.	각3점	
포함범위	1. 두정부에서 두개골 부까지 포함한다. 2. 두개골 전폭이 포함 되었다. 3. Orbitomeatal line에 맞추어 tilting 되었다. 4. 좌우가 대칭적으로 촬영 되었다.	각 4점	
해상도 및 대조도	1. 회백질과 백질의 구분이 가능하다. 2. 기저핵이 구분된다. 3. Sylvian fissure가 구별된다. 4. 뇌고랑이 식별된다. 5. 중뇌뇌동맥의 근위부가 식별된다. 6. 소뇌 총부(vermis)가 식별된다. 7. Cerebellopontine cistern이 식별된다. 8. 소뇌의 피질과 심부백질의 구분이 가능하다.	각5점	

영상상의 적정성	뇌설정과 골격설정이 별도로 인화되었다.	4점	
절편두께의 적정성	1. 절편두께가 천막상부에서 8 mm 이하, 후두개와에서는 5 mm 이하이다. 2. 절편간격이 없어야 한다.	각4점	
영상정보항목 점수		80점	

2.5 피폭선량 분석

피폭 선량의 측정은 ASIR 적용하지 않은 A군과 ASIR 50 % 적용한 B군을 이용하여 장치에서 자동 계산되어지는 CTDIvol 을 기록하여 분석하였다.

피폭선량 분석 통계방법으로는 대응표본검정(Paired T-test, SPSS win 18.0)을 이용하였으며, P값이 0.05 이하일 때 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 간주하였다.

CTDIvol 촬영 측에서의 CTDI로 Z축에서 노출 변동을 감안한 값으로 구하는 식은 다음과 같다^[8-11].

$$CTDIvol = CTDIw \times NT / I \dots\dots\dots [식 1]$$

$$CTDIvol = CTDIw / Pitch \dots\dots\dots [식 2]$$

I : 나선형 CT의 Rotation당 테이블 이동거리

NT : 영상을 얻는 동안 전체 빔의 두께

CTDIw : 가중 CT 선량지수

Pitch : X선관이 회전하는 1회전하는 동안 테이블 이동거리

III. 결과

1. 노이즈 분석

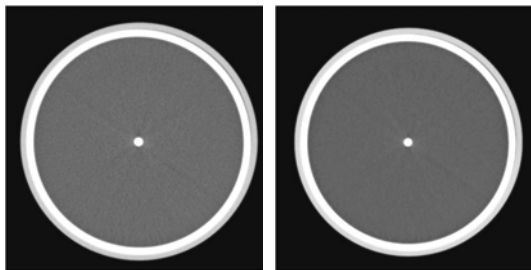
ASIR 적용하지 않은 A군과 ASIR 50 % 적용한 B군으로 나누어 팬텀에서 3회씩 측정된 CT 노이즈 평균값의 측정결과는 A군에서 중심부(A)와 주변부(B, C, D)에서 각각 6.28 HU, 5.77 HU, 5.93 HU, 5.72 HU로 측정되었으며, B군에서 중심부(A)와 주변부(B, C, D)에는 각각 3.33 HU, 2.99 HU, 3.37 HU, 2.98 HU로 측정되었다[Table 3][Fig. 3].

A군과 B군을 비교해 본 결과 B군이 A군보다 중심부(A)와 주변부(B, C, D)에서 각각 46.9 %, 48.2 %,

43.2 %, 47.9 %가 감소되었다.

Table 3. Analysis of the Phantom noise by Groups

No.	Group A				Group B			
	A	B	C	D	A	B	C	D
1	6.29	5.77	5.91	5.71	3.32	2.99	3.37	2.98
2	6.28	5.75	5.94	5.73	3.33	3	3.38	2.99
3	6.26	5.78	5.93	5.72	3.33	2.98	3.36	2.98
	6.28	5.77	5.93	5.72	3.33	2.99	3.37	2.98



(a) Group A (b) Group B

Figure 3. Analysis of the noise Group A and Group B

2. 영상 화질 분석

영상의 정량적 분석 결과로 영상 잡음은 A군의 우엽에서 31.87 HU, 좌엽에서 31.78 HU로 측정되었으며, B군은 우엽에서 26.6 HU, 좌엽에서 30.42 HU로 측정되었다[Table 4].

Table 4. Analysis of the image noise by Groups

Group	Group A	Group B
Right lobe	31.87	26.6
Left lobe	31.78	30.42

A군과 B군을 통계적으로 분석한 결과 유의확률은 0.000(P<0.05)으로써 A군과 B군 사이에는 통계적으로 유의한 차이가 있었으며, A군이 B군보다 영상 잡음이 유의하게 높았다.

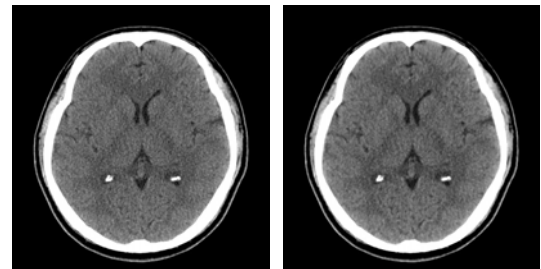
3. 임상 영상 평가 분석

영상의 정성적 평가방법으로 두부 임상 영상 평가 표에 의해 평가한 결과 평균값은 80점 만점에 A군의 관찰자 1의 점수는 73.17 점, 관찰자 2의 점수는 74.2 점으로 평가하였으며, B군의 관찰자 1의 점수는 71.77 점, 관찰자 2의 점수는 72.47 점으로 평가하였다.

A군과 B군을 통계적으로 분석한 결과 유의확률은 0.000(P<0.05)으로써 통계적으로 유의한 차이가 없었으며, 진단에 적절한 영상을 보였다[Table 5][Fig. 4].

Table 5. Results of clinical evaluation by Groups

Score	Group A	Group B
Observer 1	73.17	71.77
Observer 2	74.2	72.47



(a) Group A (b) Group B

Figure 4. The Diagnostic evaluation of Group A and Group B

4. 피폭선량 분석

피폭선량의 분석 결과로 A군은 47.79 mGy, B군은 25.03 mGy 로 측정되었다[Table 6].

Table 6. Results of Radiation dose by Groups

Group	Group A	Group B
(mGy)	47.79	25.03

A군과 B군을 통계적으로 분석한 결과 유의확률은 0.000(P<0.05)으로써 A군과 B군 사이에는 통계적으로

유의한 차이가 있었으며, B군이 A군에 비해 피폭선량이 47.6 % 감소하였다.

이는 건강 검진을 목적으로 하는 두부 CT 검사 시에 선택적으로 ASIR 50 %를 적용하여 검사 하면 피폭선량을 훨씬 더 감소시킬 수 있다.

IV. 고찰 및 결론

CT 검사는 영상의학과에서 두부 질환을 진단하는데 있어서 다른 어떤 검사 방법 보다 우수한 공간 분해능을 제공하며, 정확하고 양질의 영상을 얻을 수 있기에 계속적으로 증가되고 있다^[12]. 건강 검진 검사에 있어 조기 진단을 목적으로 CT 검사가 많이 이용되고 있는 이유는 미세한 병변에 대한 민감도가 높고, 형태학적인 변화로 부터의 병기 결정 및 주위 구조물과의 관계를 통해 다른 조직의 이상 유무를 잘 확인할 수가 있다. 그러나 CT 검사는 다른 검사에 비해 많은 선량이 사용되고 있어서 환자 및 일반인들의 관심이 증가되고 있다. 이에 대부분의 장비회사에서는 선량을 줄이면서 진단 가치가 있는 영상을 얻기 위하여 계속적으로 노력하고 있다. 피폭선량을 줄이고 진단 가치가 있는 영상을 유지하기 위하여 ASIR 기법을 적용하여 검사하였다. ASIR 기법은 필터 보정 역투영법과 달리 통계적으로 영상을 반복 재구성하는 방법으로써 저선량 검사로도 진단적 가치가 있는 영상을 얻을 수 있게 되었다. 즉 영상의 노이즈를 선택적으로 감소시키는 기술로 인해 피폭선량을 감소시키며, 진단적으로 가치가 있는 화질의 영상을 생성하게 되었다^[13]. 또한 반복 재구성 기법은 컴퓨터 처리속도와 소프트웨어의 발전을 통한 기법으로 기존 검사 보다 더 선량을 줄이면서, 진단적 가치가 있는 영상을 얻을 수 있게 되었다^[14].

A. K. Hara 등은 CT 검사 시에 ASIR를 적용함으로써 영상 노이즈를 65 %까지 감소시킬 수 있다고 보고 하였으며, 방사선 피폭선량은 30 % ~ 50 % 까지 감소시킬 수 있다고 보고 하였다. 또한, ASIR 알고리즘은 비만 환자들을 검사하는데 도움이 된다고 보고 하였다^[13,15].

K. Kalra 등은 흉부 CT 검사 시 ASIR를 적용함으로써 약 30 %정도 선량을 감소시킬 수 있다고 보고 하였다^[14].

ASIR는 10 %에서 100 % 까지 적용할 수가 있으며, 100 % 까지 적용을 하게 되면 노이즈가 너무 적어져 이미지가 인공적인 것 처럼 보이게 된다.

노이즈를 줄이면서 적절한 진단 가치가 있는 영상을 얻기 위해 대부분의 사용자들은 ASIR 30 ~ 50 %를 선호하고 있다. 많은 사용자들은 50 % ASIR 적용이 노이즈를 줄이는 동시에 진단 가치가 있는 영상을 얻을 수 있는 적절한 균형점이라고 생각하고 있다^[13].

따라서, 본 연구에서는 두부 CT 검사 시 ASIR 50 % 적용하여 검사 하였으며, 팬텀연구와 임상연구를 통하여 노이즈 및 화질 평가, 피폭선량의 감소에 대하여 알아보려고 하였다.

CT 노이즈의 경우 팬텀연구에서 ASIR를 적용하지 않은 A군과 ASIR 50 %를 적용한 B군 사이에는 B군이 A군보다 평균적으로 46.6 % 정도의 노이즈가 감소되었다. 또한, 임상연구에서 CT 노이즈는 A군과 B군 사이에 통계적으로 유의한 차이가 있었으며, A군이 B군보다 영상 노이즈가 유의하게 높았다.

임상 영상 평가에서 A군과 B군을 통계적으로 분석한 결과 통계적으로 유의한 차이가 없었으며, 진단에 적절한 영상을 보였다.

따라서, 두부 CT 검사 시 ASIR 50 %를 적용하여 검사하여도 영상의 질에는 부정적인 영향을 주지 않는다고 볼 수가 있다. 또한, ASIR 50 % 적용하여 검사함으로써 영상의 질적 저하없이 방사선 피폭선량을 47.6 % 감소시킬수 있었다.

본 연구 제한점은 ASIR 알고리즘이 GE 장비에 국한 되어 있으며, 건진 환자와 같은 비 질환군을 대상으로 하였다. 향후에는 질환군을 대상으로 연구 한다면 다양한 결과가 나타날 수 있을 것으로 생각된다.

결론적으로 두부 CT 검사 시 ASIR 50 % 적용하여 검사함으로써 영상의 질적 저하 없이 방사선 피폭선량을 47.6 % 감소시킬수 있었다.

앞으로 여러 임상 부위에 ASIR가 적용이 된다면 훨씬 더 적은 선량으로도 검사가 가능할 것으로 생각된다. 또한 검사 시에 검사자가 판단하는데 있어 긍정적인 요인이 될 것으로 생각된다.

Reference

- [1] Mulken TH, Bellinck P, Baeyaert M, "Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi detector row CT examinations: clinical evaluation," *Radiology*, Vol. 237, No. 1, pp.213-223, 2005.
- [2] Seibert, JA, Barnes, GT, Gould, RG, "Specification, Acceptance testing and quality control of diagnostic X-ray imaging equipment," *Medical physics monograph*, Vol. 20, pp.899-936, 1991.
- [3] Lee CH, Goo M, Ye HJ, "Radiation dose modulation techniques in the multi detector CT era: from basics to practice," *RadioGraphics*, Vol. 28, No. 2, pp.1451-1459, 2008.
- [4] Smith AB, Dillon WP, Lau BC, "Radiation dose reduction strategy for CT protocols: successful implementation in neuro radiology section," *Radiology*, Vol. 247, No. 2, pp.499-506, 2008.
- [5] Silva AC, Lawder HJ, Hara A, "Innovations in CT Dose Reduction Strategy: Application of the Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Algorithm," *AJR*, Vol. 194, No. 1, pp.191-199, 2010.
- [6] International Commission on Radiological Protection, "Managing Patient Dose in Computed tomography, in *Ann ICRP 2000*(Pergamon Oxford, 2000)," *ICRP Publication 87*, Vol. 30, No. 4, 2000.
- [7] National Radiological Protection Board, "Radiation Exposure of the UK Population from Medical and Dental X-Ray Examinations(NRPB Chilton, Didcot, Oxon UK, 2002)," *NRPB_W4*, 2002.
- [8] Ko YH, Kwon DC, Kim KK, "Textbook of Computed Tomography," *Chung-ku Publishing co*, 2009.
- [9] *ICRP Publication 87*, "Managing Patient Dose in Computed Tomography," Elsevier Ltd, The boulevard, Langford Lane, Kidlington, Oxford, 2004.
- [10] *ICRP Publication 102*, "Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography," Elsevier Ltd, The boulevard, Langford Lane, Kidlington, Oxford, 2007.
- [11] Ko SJ, Kang SS, "Optimization of Exposure Parameters in Brain Computed Tomography," *Journal of Korean Society of Radiological science*, Vol.33, No.4, pp.355-362, 2010.
- [12] Diederich S, Wormanns D, Heindel W. "Lung Cancer screening with low-dose CT," *European Journal of Radiology*, Vol. 45, No. 2, pp.2-7, 2003.
- [13] Hara, AK, Paden, RG, Silva, AC, "Iterative Reconstruction Technique for Reducing Body Radiation Dose at CT, feasibility study," *AJR*, Vol. 193, No. 3, pp.764-771, 2009.
- [14] Kalra K, Subba R, Jiang H, "Radiation dose reduction with chest Computed Tomography using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction technique, Initial experience," *J Comput Assisted Tomogr*, Vol. 34, No. 3, pp.40-45, 2010.
- [15] Hara, AK, Silva AC, Lawder, HJ, "Adaptive Statistical Iterative Reconstruction algorithm," *AJR*, Vol. 194, No. 3, pp.191-199, 2010.