

&lt;원저&gt;

## 두부 CT검사에서의 노이즈 및 화질분석

최석윤<sup>1)</sup>·임인철<sup>2)</sup><sup>1)</sup>부산가톨릭대학교·<sup>2)</sup>동의대학교 방사선학과

## Noise and Image Quality Analysis of Brain CT Examination

Choi Seok-yeon<sup>1)</sup>·Im In-chul<sup>2)</sup><sup>1)</sup>Department of Radiological Science, Catholic University of Pusan<sup>2)</sup>Department of Radiological Science, Donggeui University

**Abstract** The purpose of this study was to find the best protocol for balance of image quality and dose in brain CT scan. Images were acquired using dual-source CT and AAPM water phantom, noise and dose were measured, and effective dose was calculated using computer simulation program ALARA(S/W). In order to determine the ratio of image quality and dose by each protocol, FOM (figure of merits) equation with normalized DLP was presented and the result was calculated. judged that the ratio of image quality and dose was excellent when the FOM maximized. Experimental results showed that protocol No. 21(120 kVp, 10 mm, 1.5 pitch) was the best, the organ with the highest effective dose was the brain(33.61 mGy). Among organs with high radiosensitivity, the thyroid gland was 0.78 mGy and breast 0.05 mGy. In conclusion, the optimal parameters and the organ dose in the protocol were also presented from the experiment, It may be helpful to clinicians who want to know the protocol about the optimum state of image quality and dose.

**Key Words:** Brain CT Examination, Noise, Dose, Protocol

**중심 단어:** 두부 CT검사, 노이즈, 선량, 프로토콜

## I. 서 론

두부 CT(Computed tomography)검사의 경우 검사 건수가 가장 많으며 이로 인해 피폭선량 또한 가장 많이 증가하는 추세이다. 이는 얇은 단면두께의 적용과 다중 위상 검사(multi phase study)로 인해 진단용 방사선을 이용한 다른 검사 방법과 비교하였을 때 환자가 받는 피폭 방사선량이 상대적으로 높다. 특히, 두부 CT검사에서 환자가 받는 선량은 흉부 방사선검사보다 10배 이상으로 측정된다고 보고되고 있다[1]. ALARA(As Low As Reasonably Achievable) 원칙에 따라 환자와 검사자에 대한 방사선방어가 반드시 이루어져야 한다. 의료방사선에 의한 피폭은 인위적인 방사선 피폭 중 가장 큰 비중을 차지하고 있으며, 이에 따라 방사선

에 의한 환자의 피폭감소를 위한 연구는 지속적으로 필요하다[2]. 방사선 피폭감소를 위해서 CT검사의 프로토콜 조합에 대한 연구는 중요하다. 국내 관련 연구 중 프로토콜 조절에 대한 선속경화현상과 관전류 변조기법에 따른 선량과 화질을 최저 관전압에 의한 화질개선 등의 연구가 많이 이루어지고 있다[3-5]. 그럼에도 불구하고 두부 CT검사 사용에서 적절한 파라메타의 장·단점에 대한 결과와 장기선량에 대한 연구는 매우 부족하다. 이에 파라메타에 따른 화질 및 선량의 변화와 최적의 파라메타 제시 및 그에 따른 장기선량의 변화를 알아볼 필요가 있다고 본다. 또한 환자차폐 적용부분에 활용할 수 있을 것으로 생각된다. 최적의 프로토콜을 위해서는 적절한 화질을 유지하면서 방사선 피폭을 최소화하는 것으로 최소의 선량은 환자에게 유리하나 화질저

Corresponding author: In-Chul Im, Department of Radiological Science, Donggeui University, 178 Eomgwangno, Busanjin-gu, Busan, 47340, Republic of Korea / Tel: +82-51-890-2678 / E-mail: icim@deu.ac.kr

Received 07 August 2019; Revised 18 August 2019; Accepted 21 August 2019

Copyright ©2019 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

하로 판독에 영향을 미치기도 하지만 많은 선량사용에 따른 화질증가에 의해 판독에는 유리하나 환자에게는 과다피폭을 유발한다.

따라서 본 연구에서는 다양한 프로토콜에 의한 화질과 선량의 변화와 선량과 화질의 최적상태가 되는 프로토콜이 무엇인지를 알아보고자 하였으며 또한 각 장기의 유효선량이 어떻게 변화하는지를 알아보고자 하였다.

## II. 대상 및 방법

### 1. 연구대상

실험장비는 Dual-source CT (SOMATOM Force, SIEMENS Healthcare, Germany)를 사용하였으며, Water phantom calibration(AAPM CT performance, USA)을 이용하여 얻은 영상은 Fig. 1에 나타내었다. 획득된 영상은 PACS (Picture Archiving Communication System, DEIT Version 14.3.27; KOR)를 이용하여 영상 상태를 확인하였다. 각 프로토콜에 대한 영상은 디지털 의료 영상 전송 장치(Digital imaging and communication in medicine, DICOM) 파일을 이용하여 획득하였으며 선량은 CT장비 선량보고서(Dose report)에서 제시되는 선량지표인  $CTDI_{vol}$  (Computed tomography dose index volume)값과 DLP (Dose length product)값을 이용하여 기록하였다.

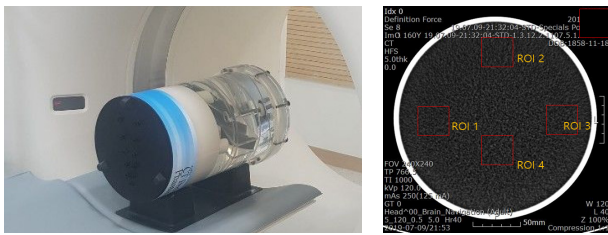


Fig. 1. AAPM water phantom and noise measurement

### 2. 연구방법

#### 1) 프로토콜에 따른 화질과 선량의 계측

관전압은 80 kVp에서 140 kVp까지 20 kVp씩 증가하고 관전류량 250 mAs로 고정, 슬라이스 두께(Slice thickness) 5 mm로 하였다. 이때 각 관전압에 대해 피치(Pitch)값은 0.5, 1.0, 1.5로 변화를 주어 영상을 획득하였으며 또한 슬라이스 두께를 10 mm로 변화하여 다시 한번 동일한 프로토콜로 실험하였다[Table 1]. 노이즈 측정을 위해서는 40x40

픽셀 크기의 관심영역(Field of View; FOV)을 설정하여 좌, 우, 상, 하의 4방향에 대해서 반복 측정하여 계측하였다 [Fig. 1]. 각 프로토콜에 따른 선량은 CT장치에서 제공되는 선량보고서를 인용하여 계산하였다.

Table 1. Protocol for experiments

Variables	subject matter
Acquisition mode	Axial
Tube voltage	80 kVp, 100 kVp, 120 kVp 140 kVp
Tube current-exposure time product	250 mAs
Slices thickness	5 mm, 10 mm
Rotation time	1.0 sec
Pitch	0.5, 1.0, 1.5
Reconstruction algorithm	Standard

#### 2) 유효선량의 계산

유효선량 계산을 위해서는 ALARA(S/W)를 사용하였다 [6]. 해당 S/W는 CT검사로 인한 성별에 대한 환자의 피폭 선량( $CTDI_{vol}$ , DLP, 장기선량, 유효선량)을 계산할 수 있는 프로그램이다[Fig. 2]. 제조사별 CT 모델에 대해서 전산모사가 되어있어 다양한 노출조건에 따른 유효선량 값을 얻을 수 있다. 본 실험에서는 유효선량 계산 시 국제방사선 방어위원회(International commission on radiological protection, ICRP) 103을 적용하였다. 해당 프로그램은 다양한 모의실험이 가능하고 유효선량을 자동으로 계산할 수 있어 각 프로토콜에 대한 장비간의 비교 분석이 가능하고 의료피폭 정당성과 CT검사를 최적화하는 연구에 많이 이용되고 있다.

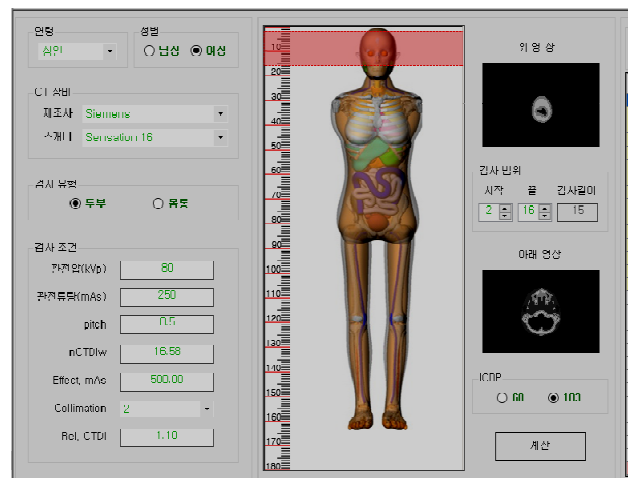


Fig. 2. ALARA(S/W) GUI for evaluation of exposure

### III. 결 과

#### 1. 화질과 선량의 변화

두 그룹 간 슬라이스 두께 5 mm(실험군 1)와 10 mm(실험군 2) 사용에 의한 실험군 1(1-12번)에서 관전압이 증가함에 따라서 노이즈가 감소하였고, 피치변화에 따른 변화는 적었다. ROI 위치별 노이즈값 비교 시 저관전압(80 kVp)에서 노이즈편차가 크게 나타났고, ROI 4값이 가장 크게 나타났다[Fig. 3]. 실험군 2(13-24번)에서 노이즈 특성은 실험군 1의 결과와 동일하였으나 전체 노이즈가 28% 감소한 결과로 나타났다.

화질과 선량의 1대 1의 완벽한 균형을 100%로 성능지수 (figure of merits, FOM)를 제시한다[Table 2]. 노이즈값과 DLP값의 스케일이 다르기 때문에 정규화(normalise)해서 스케일을 맞추었다. 본 연구에서는 제안하는 FOM식에

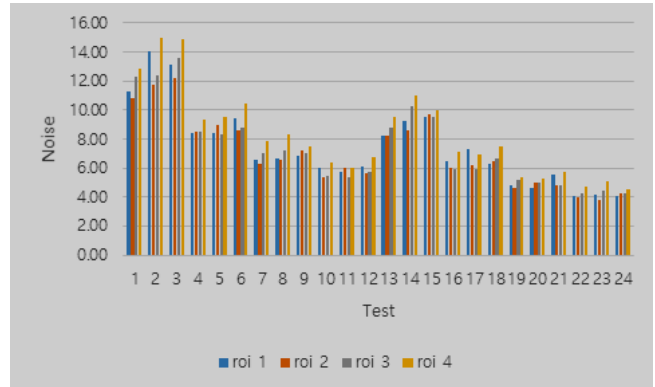


Fig. 3. Measurement of noise for each protocol and image position

따라 결과를 산출하였고 값이 최대가 될 때 화질과 선량의 비가 완벽함을 제시한다.

그 결과 실험 21에서(120 kVp, 10 mm, 1.5 pitch: 1위)

Table 2. Calculation of DLP and Optimal Protocol (FOM) for each protocol

Test	slice thickness(mm)	kVp	pitch	noise ROI	DLP	normalize DLP*	FOM* (%)
1	5	80	0.5	12.82	63.4	10.11	8.86
2			1.0	15.02	81.7	9.19	18.08
3			1.5	14.91	91.4	8.16	28.42
4		100	0.5	9.37	125	3.75	72.52
5			1.0	9.48	161.1	2.94	80.58
6			1.5	10.40	180.3	2.89	81.15
7		120	0.5	7.82	200	1.95	90.46
8			1.0	8.30	258	1.61	93.91
9			1.5	7.51	289	1.30	97.01
10		140	0.5	6.35	284	1.12	98.20
11			1.0	6.00	366	0.82	98.28
12			1.5	6.79	410	0.83	98.28
13	10	80	0.5	9.55	63.4	7.53	34.66
14			1.0	11.01	81.7	6.74	42.61
15			1.5	10.00	91.4	5.47	55.28
16		100	0.5	7.10	125	2.84	81.61
17			1.0	6.91	161	2.14	88.55
18			1.5	7.48	180.2	2.08	89.23
19		120	0.5	5.35	200.9	1.33	96.68
20			1.0	5.31	258.7	1.03	99.73
21			1.5	5.73	289.5	0.99	99.89
22		140	0.5	4.75	284.8	0.83	98.33
23			1.0	5.07	366.8	0.69	96.90
24			1.5	4.56	410.6	0.56	95.56

\* Normalize DLP = DLP /50,

\* FOM : abs(1-(noise/normalise DLP))×100, abs : absolute value

FOM(99.89%)이 가장 좋았다. 실험 21(FOM 1위) 사용에서 선량이 최소인 실험 1(80 kVp, 5 mm, 0.5 pitch: 24위)에 비해 226 mGy의 선량이 증가하였으나, 노이즈는 7.09(39%) 감소하였다. 선량이 최대인 실험 24와 비교하면 121 mGy(30%)의 선량 감소가 있었다. 또한 FOM이 50%이하로 나타난 실험 1, 2, 3, 13, 14는 화질과 선량 비가 매우 불균형한 것으로 나타났으며, 실험 1-24번 중에서 실험 1이 가장 나쁘게 나타났다. 따라서 80 kVp 사용에서 대체적으로 불균형이 커지는 것을 알 수 있었다. 실험 1(FOM 24위)의 경우 선량이 63.4 mGy로 가장 최소로 나타났으나 노이즈가 매우 심하여 진단에 불편함을 줄 수 있다. 하지만 피폭수준만을 고려하여 사용한다면 선택될 수도 있을 것이다.

## 2. ALARA(S/W)를 이용한 유효선량의 계산

노출조건으로 두부 CT검사 부위에 대해서 전산모사를 하고 인체장기의 유효선량을 계산하였다.

실험 21의 두부 CT검사를 할 때 뇌, 침샘, 피부, 뼈표면 구강점막이 1 mGy이상 높게 나타났다[Fig. 4]. 또한 방사선감수성이 주로 높은 장기 중에서 갑상선, 유방, 적색골수에 대해서도 피폭이 있는 것으로 나타났다. 또한 임상에서 주로 사용 사용되는 CT장치 3종의 의료장비에 대해서 인체 장기 유효선량에 대한 비교분석한 결과로는 뇌가 받는 유효선량은 lightspeed vct(33.61 mGy), lightspeed 16(28.01 mGy), Definition AS(15.21 mGy)순으로 나타났으며, 갑상선이 받는 유효선량은 lightspeed vct(0.78 mGy), lightspeed 16(0.66 mGy), Definition AS(0.41 mGy)순으로 나타났고 유방이 받는 유효선량은 lightspeed vct(0.05 mGy), lightspeed 16(0.04 mGy), Definition AS(0.04 mGy)순으로 나타났다.

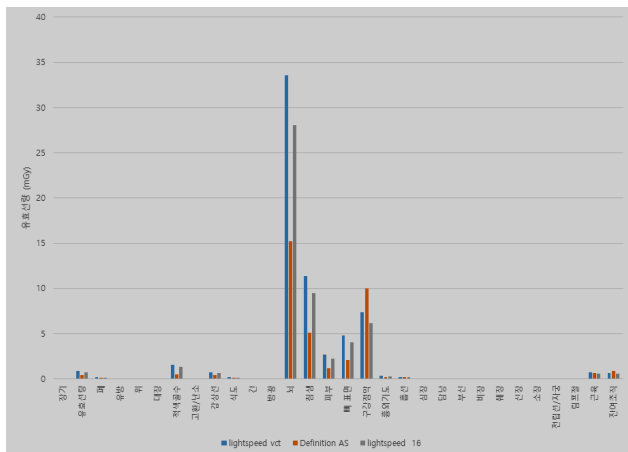


Fig. 4. Effective dose of human organs for experiment 21

다음 실험 1의 경우 화질은 매우 좋지 않지만 피폭선량이 최소가 되는 파라메타이다[Fig. 5]. 하지만 3종의 의료장비 사용결과에 대한 주요 인체장기의 유효선량에 대한 비교분석한 결과로는 뇌가 받는 유효선량은 lightspeed vct(23.26 mGy), lightspeed 16(19.71 mGy), Definition AS(13.57 mGy)순으로 나타났으며 갑상선이 받는 유효선량은 lightspeed vct(0.54 mGy), lightspeed 16(0.46 mGy), Definition AS(0.37 mGy)순으로 나타났고 유방이 받는 유효선량은 3종이 모두 0.3 mGy로 나타났다.

## IV. 고 찰

일반적으로 CT 선량지표로 환자선량을 측정할 경우 국소적 평균 선량(average local dose)지표를 나타내는 용적 CT 선량지수(computed tomography dose index volume; CTDI<sub>vol</sub>)와 스캔된 총 선량(total scan dose)을 나타내는 선량길이곱(dose length product; DLP)을 적용하고 있다 [7,8]. CTDI<sub>vol</sub>은 일정하게 설정된 횡단면 당 노출된 선량 측정값인 반면 DLP는 모든 횡단면 영상에 대한 총 피폭선량을 측정한 값이다[9]. 이러한 내용들은 의료 방사선검사에서 피폭 방사선량을 저감화시키는데 매우 중요한 지표가 될 수 있다. 미국 방사선방호측정심의회(National Council on Radiation Protection; NCRP)의 보고에 의하면 2006년 1인당 유효선량이 6.2 mSv로 나타났고, 그 중 약 절반인 3.0 mSv가 의료적 목적의 피폭이었다고 한다. 이러한 피폭의 저감을 위해 방사선량과 관련이 있는 중요한 CT 파라메타는 관전압(kVp), 관전류(mA), 피치(pitch) 등이 있다. 관전류는 방사선 피폭과 직접 비례하므로 관전류를 감소시키는 것이 가장 쉽고 정확한 방법이다. 하지만 잡음이 증가하

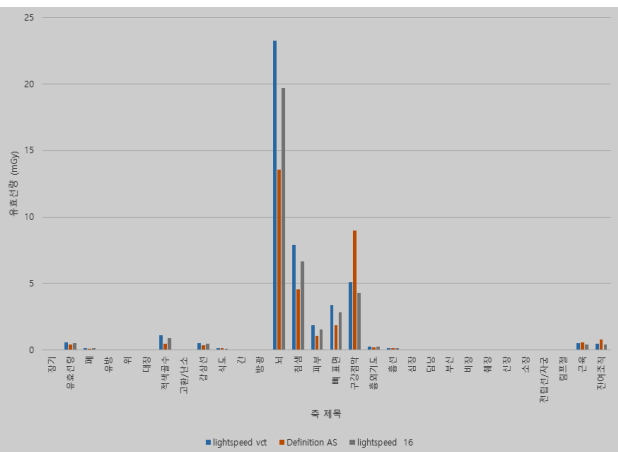


Fig. 5. Effective dose of human organs for experiment 1

는 단점이 있다. 따라서 판독에 지장이 없는 한도에서 낮은 mAs를 사용해야 한다. 관전압은 방사선 피폭과 비례하지만 정비례하지 않으며, 노이즈와 대조도에도 영향을 미치기 때문에 영상 질에 미치는 영향이 관전류보다 복잡하다. 국내에서는 진단참고수준(diagnostic reference level; DRL)을 제시하여 진단 혹은 중재적방사선검사에서 선량 관리를 요구하고 있다. 두부 CT검사에서의 진단참고수준은 CTDI<sub>vol</sub> 60 mGy, DLP 60 mGy·cm 이하로 권고하고 있다[10]. 본 실험에서는 모든 프로토콜의 CTDI<sub>vol</sub>이 진단참고수준을 만족하였다. 그러나 현재의 의료 환경에서는 진단참고수준의 권고사항을 만족하더라도 피폭을 최소화 할 수 있는 상황에서는 최대한 노력하는 것이 바람직하다고 할 수 있다. 따라서 진단 목적의 CT검사가 인위적인 전리방사선에 의한 인류의 피폭에 주된 기여를 하고 있다는 보고가 다양하게 발표되고 있는 현실에 이러한 연구들은 CT검사로 인해 환자들이 받는 방사선량과 리스크에 대한 관심을 증가시켰다고 할 수 있다[11-14].

본 연구에서는 두부 CT검사에서의 최적의 프로토콜을 찾고자 노이즈와 선량을 측정하였으며 정규화된 DLP를 적용한 FOM을 제시하여 계산식에 따라 결과를 산출하였고 값이 최대가 될 때 화질과 선량의 비가 완벽하다고 판단하였다. 따라서 FOM을 계산해서 프로토콜별로 순위를 평가하였다. FOM은 화질과 선량의 균형을 고려해서 식에 적용한 것으로 최적상태의 조건은 화질과 선량이 거의 50%씩 기여하고, 가장 나쁜 조건은 화질만 극단적으로 좋거나 선량만 극단적으로 낮은 경우이다. 특수한 경우 환자 진료 시 화질 또는 선량 한 가지만을 고려할 경우가 있으나 대부분의 검사에서 화질과 선량의 균형을 유지하면서 목표로 검사하는 경우가 많다. 따라서 CT검사를 시행함에 있어서 영상 의학적으로 얻는 이득과 방사선 피폭에 기인된 선량학적 손해가 적절하게 균형을 이루어야 할 필요성이 있다[15]. 이때 프로토콜을 어떻게 조정해야 할지 매우 어렵고, 경우에 따라서는 파라메타 값의 변화에 화질과 선량이 어느 정도 이익과 손해를 주는지 임상전문가에게 제공하는 자료는 매우 필요하다고 생각한다. 그러므로 향후 연구에서는 소아를 대상으로 동일한 연구를 하고자 한다. 환자가 어릴수록 방사선에 의한 위험이 크며 소아는 성인보다 체적이 작아 성인과 같은 촬영 조건으로 검사를 시행할 경우 장기선량이 더 높고 피폭에 의한 위험이 어른보다 높기 때문이다[16]. 본 연구의 제한점으로는 슬라이스 두께, 관전압, 피치 등 더 세분화하여 연구를 진행하지 못한 것으로 판단되며 향후 더 많은 파라메타를 사용하여 연구를 진행 한다면 최적의 프로토콜을 찾는 데 도움이 될 것으로 사료된다.

## V. 결 론

결론적으로 해당 프로토콜인 실험번호 21(120 kVp, 10 mm, 1.5 피치)에서 최적의 파라메타 조건으로 나타났으며, 그에 따른 장기선량 결과로는 유효선량이 가장 높은 부위는 뇌 33.61 mGy로 나타났다. 또한 방사선 감수성이 가장 높은 부위는 갑상선 0.78 mGy, 유방 0.05 mGy로 나타났다. 본 연구결과를 바탕으로 한다면 화질과 선량의 최적상태의 프로토콜을 고민하는 임상전문가에게 많은 도움을 줄 것으로 판단된다.

## REFERENCES

- [1] Kubo T, Ohno Y, Kauczor HU, Hatabu H. Radiation dose reduction in chest CT—Review of available options. *Europe Journal of Radiology*. 2014;83: 1953–61.
- [2] Kim HJ. Usefulness Evaluation of Application of Metallic Algorithm Reducing for Beam Hardening Artifact Occur in Typical Brain CT Image. *Journal of the Korean Society of Radiology*, 2017;11(1): 389–95.
- [3] Kwon SM, Kim JS. The Evaluation of Eye Dose and Image Quality According to The New Tube Current Modulation and shielding Techniques in Brain CT. *Journal of the Korean Society of Radiology*. 2015; 9(5):279–85.
- [4] Choi SY. Noise Reduction on Low Tube Voltage CT Images. *Journal of the Korean Society of Radiology*. 2017;11(1): 63–8.
- [5] Lee CH, Lim CS. A study on Added Filters for Reduction of Radiation Exposure Dose in Skull A-P Projection. *Journal of Korean Academia-Industrial cooperation Society*. 2011;12(7):3117–22.
- [6] Korea Centers for Disease Control and Prevention, <http://www.cdc.go.kr/>
- [7] Hamberg LM, Rhea JT, Hunter GJ, Thrall JH. Multi-detector row CT: radiation dose characteristics. *Radiology*. 2003;226:762–72.
- [8] McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics tutorial for residents: topics in CT, radiation dose in CT, *Radio graphics*. 2002;22:1541–53.

- [9] Commission of the European Communities (CEC). Quality Criteria for Computed Tomography, European Guidelines, European journal of clinical microbiology & infectious diseases 16262, Luxembourg; 1999.
- [10] Do KH, Sung DW. Strategies of computed tomography radiation dose reduction: justification and optimization, Journal of Korean Medicine Association, 2015;58(6):534-41.
- [11] Hamwan K, Krisanachinda A, Pasawang P. The determination of patient dose from 18F-FDG PET/CT examination, Radiation Protection Dosimetry, 2010;141(1):50-5.
- [12] Nickoloff EL, Alderson PO. Radiation exposure to patients from CT: reality public perception and policy. American Journal of Roentgenology, 2001; 176:285-7.
- [13] Aldrich J, Williams J. Change in patient doses from radiological; examinations at the Vancouver general hospital, American Journal of College Radiology Protection, 2005;56(5):94-9.
- [14] Golding SJ, Shrimpton PC. Radiation dose in CT: are we meeting the challenge, British Journal of Radiology, 2002;75:1-4.
- [15] Mahesh M, Fishman EK. CT dose reduction strategy: to modulate dose or not in certain patients, American Journal of College Radiology Protection, 2012;9:931-2.
- [16] Yoon JH, Lee KW, Cho YK, Choi JW, Lee JI. Effective Dose Determination From CT Head & Neck Region, Journal of Radiological Science and Technology, 2011;34(2):105-16.