

Image Evaluation for Optimization of Radiological Protection in CBCT during Image-Guided Radiation Therapy

Min-Ho Choi¹, Kyung-Wan Kim², Dong-Yeon Lee^{3,*}

¹Department of Radiation Oncology, Pusan National University Hospital, Korea

²Department of Radiology, Inje University Haeundae Paik Hospital, Korea

³Department of Radiological Science, Dong-eui University, Korea

Received: May 25, 2023. Revised: June 26, 2023. Accepted: June 30, 2023.

ABSTRACT

With the development of medical technology and radiation treatment equipment, the frequency of high-precision radiation therapy such as intensity modulation radiation therapy has increased. Image-guided radiation therapy has become essential for radiation therapy in precise and complex treatment plans. In particular, with the introduction of imaging equipment for diagnosis in a linear accelerator, CBCT scanning became possible, which made it possible to calibrate and correct the patient's posture through 3D images. Although more precise reproduction of the patient's posture has become possible, the exposure dose delivered to the patient during the image acquisition process cannot be ignored. Radiation optimization is necessary in the field of radiation therapy, and efforts to reduce exposure are necessary. However, when acquiring 3D CBCT images by changing the imaging conditions to reduce exposure, there should be no image quality or artefacts that would make it impossible to align the patient's position. In this study, Rando phantom was used to scan and evaluate images for each shooting condition. The highest SNR was obtained at 100 kV 80 mA 25 ms F1 filter 180°. As the tube voltage and tube current increased, the noise decreased, and the bowtie filter showed the optimal effect at high tube current. Based on the actual scanned images, it was confirmed that patient alignment was possible under all imaging conditions, and that image-guided radiation therapy for patient alignment was possible under the condition of 70 kV 10 mA 20 ms F0 filter 180°, which showed the lowest SNR. In this study, image evaluation was conducted according to the imaging conditions, and low tube voltage, tube current, and small rotation angle scan are expected to be effective in reducing radiation exposure. Based on this, the patient's exposure dose should be kept as low as possible during CBCT imaging.

Keywords: CBCT, IGRT, Noise, SNR

I. INTRODUCTION

영상기술의 발달로 전산화 단층촬영(Computed Tomography, CT)을 이용한 CT-simulation 이 가능해졌다^[1]. 이는 3차원 영상을 통해 해부학적 영상정보를 획득할 수 있게 되었으며 이를 바탕으로 3차원 입체조형치료가 시작되었다^[2]. 또한 선형가속기의 다엽콜리메이터(Multileaf Collimator, MLC)가 도입

되면서 세기조절방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT)가 가능하게 되었다. 최근에는 정위적 방사선수술(Stereotatic Radiosurgery, SRS) 및 정위적 체부방사선치료(Stereotatic Body Radiation Therapy)와 같이 고 선량치료도 진행되고 있다. 이와 같은 정밀하고 복잡한 방사선 치료계획은 타겟에는 고 선량을 집적시키고 주변 정상조직에는 적은 양의 선량을 전달함으로써 최적의 선량분포를 나타내고^[3], 방사선치료에 의한 부작용을 최소화

* Corresponding Author: Dong-Yeon Lee

E-mail: gymnist@deu.ac.kr

Tel: +82-51-890-2677

할 수 있게 되었다^[4].

하지만 복잡하고 정밀한 치료에 중요한 부분은 환자 위치 정렬의 정확성에 따라 방사선 치료 효과 및 부작용이 크게 좌우될 수 있다. 최근 방사선 치료용 선형가속기에 진단용 영상장치가 추가되어 영상유도방사선치료(Image Guided Radiation Therapy, IGRT)에 효과적으로 사용되고 있다. 추가된 영상장치는 AP(AnteriorPosterior), Lateral 2차원 영상부터 3차원 CBCT(Cone Beam Computed Tomography)등 다양하게 활용되고 있다. 정밀하고 복잡한 치료의 경우 3차원 CBCT를 통해 환자의 위치 확인을 보다 정밀히 검·교정하여 치료를 수행하고 있다.

그러나 CBCT는 환자 위치 정렬의 정확성을 향상시키는데 효과가 있지만 피폭선량 또한 무시할 수 없다^[5]. 진단용 CT촬영에 의한 피폭선량은 세계 보건기구(World Health Organization, WHO), 국제원자력기구(International Atomic Energy Agency, IAEA) 등 여러 기관에서 기준값을 정하여 관리하는 반면 방사선 치료에 이용되는 CBCT의 경우 피폭선량에 대한 기준값이 마련되어 있지 않다^[6].

치료기술과 장비의 발전으로 세기조절방사선치료와 같은 고 정밀 방사선 치료의 비중은 과거보다 상당히 높아졌다^[7]. 그만큼 CBCT의 빈도수는 높아졌고 그로 인한 피폭선량 또한 간과할 수 없는 것이 사실이다. 즉, 방사선 치료 분야에서 활용하고 있는 CBCT에 대한 정확한 선량평가를 통해 방호 최적화 과정이 반드시 필요할 것으로 판단된다^[8].

하지만, 방호최적화를 위한 선량평가에 앞서 선행되어야 할 가장 중요한 점은 CBCT촬영 목적의 달성 여부이다. 영상유도방사선치료에서 CBCT영상을 통해 환자 위치 정렬을 확인 할 수 있는 수준이 되어야한다는 것이다.

이에 본 연구에서는 CBCT방호최적화를 위한 선량평가에 앞서 CBCT촬영조건에 따른 영상을 정량적으로 평가하여 선량저감화 방안에 대한 적용 여부를 판단하고자 한다.

II. MATERIAL AND METHODS

본 연구는 방사선 치료에서 활용하고 있는

CBCT영상에 대하여 정량적인 평가를 진행하여 방호최적화 방안 적용 여부를 파악하고자 하였다. 연구 진행에 전체적인 흐름은 먼저 CBCT장비에서 발생하는 선원에 대한 신뢰도 평가 후 인체모형팬텀(Rando phantom)을 대상으로 CBCT영상을 획득하고, MATLAB을 이용해 영상평가를 실시하였다.

1. 실험재료

CBCT촬영에 사용한 장비는 선형가속기(Elekta Versa HD, Sweden)에 부착되어있는 XVI(X-ray Volumetric Imager)를 사용하였다. XVI선원의 선질측정에 사용한 장비는 Black Piranha(X-ray QA, Multi function meter, Sweden)를 사용하였다. 영상평가를 위해 인체모형팬텀(Rando phantom, USA)을 사용하여 CBCT영상을 획득하였으며, 영상 분석을 위해 사용한 프로그램은 MATLAB(Mathworks, USA)이다.

2. 실험방법

2.1. 선질 평가

CBCT는 연속 X선을 사용하여 영상을 획득한다. 따라서 CBCT의 관전압 에너지를 정의하기 위해 반가층을 측정하였다. 반가층이란 방사선이 매질을 통과할 때 방사선의 세기가 반으로 줄어드는 두께로 정의된다. 반가층은 선원의 선질을 검증하는 일반적인 방법으로 선원의 평가에 쓰인다.

본 연구에서는 Black Piranha를 사용해 SSD 100 cm에서 반가층을 측정하였다. Black Piranha는 방사선원에서 조사된 방사선의 반가층을 알루미늄당량으로 곧바로 연결된 컴퓨터의 소프트웨어에 표현해주는 장비로 X선 품질관리에 쓰이는 측정기이다. 보우타이필터를 사용하지 않은 경우(F0 filter)에서 70, 100, 120 kV를 측정하였고 보우타이필터를 사용한 경우(F1 filter)에서 100, 120 kV 에너지를 측정했다. 관전압의 경우 사용자가 임의로 수정이 가능하지 않고 장비에서 설정되어 있는 값을 기준으로 선택하였다.

Fig. 1은 반가층 측정에 사용된 Black Piranha와 측정모습이다. Table 1은 식약청 기준규격고시를 나타낸 것이며 기준규격고시를 기준으로 평가하였다^[9].

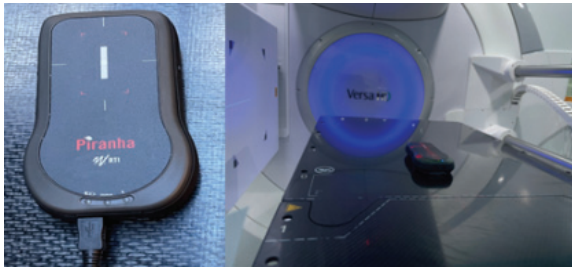


Fig. 1. Black Piranha.

Table 1 Announcement of standards for Half Value Layer by the Korea Food and Drug Administration^[9]

X-ray tube voltage (kV)		Minimum amount of aluminum (mmAl)	
Tube voltage	Measuring tube voltage	Medical X-ray device	X-ray generator for dental diagnosis
~ 50	30	0.3	1.5
	40	0.4	1.5
	50	0.5	1.5
51 ~ 70	51	1.2	1.5
	60	1.3	1.5
	70	1.5	1.5
	71	2.1	2.1
	80	2.3	2.3
71 ~	90	2.5	2.5
	100	2.7	2.7
	110	3.0	3.0
	120	3.2	3.2
	130	3.5	3.5
	140	3.8	3.8
	150	4.1	4.1

2.2. 영상스캔

Fig. 2는 인체모형팬텀(Rando phantom)을 사용하여 CBCT를 스캔하는 모습이다. Elekta사의 Versa HD에서 CBCT스캔에 사용 가능한 관전압은 F0 filter에서 70, 100, 120 kV 였으며 F1 filter에서 100, 120 kV 였다. CBCT는 360°, 180° 회전스캔이 가능하며 각 회전마다 관전류는 10 mA로 고정시키고 관전압을 변화시키며 스캔하였다. Table 2는 관전류가 고정되고 관전압이 변하는 촬영조건을 나타내며 Fig. 3는 인체모형팬텀을 스캔하는 장면이다.

또한 관전압을 100 kV로 고정하고 관전류를 변화시키며 촬영조건을 변화 시켰고, F0 filter와 F1 filter로 나누어 180° 회전스캔으로 진행하였다.

Table 3은 관전압이 고정되고 관전류가 변할 때의 촬영조건이다.

Table 2. Tube current fixed tube voltage change condition

Gantry rotation	F0 filter	F1 filter
360°	70 kV 10 mA 20 ms	
	100 kV 10 mA 20 ms	100 kV 10 mA 20 ms
	120 kV 10 mA 20 ms	120 kV 10 mA 20 ms
180°	70 kV 10 mA 20 ms	
	100 kV 10 mA 20 ms	100 kV 10 mA 20 ms
	120 kV 10 mA 20 ms	120 kV 10 mA 20 ms

Table 3. Tube voltage fixed tube current change condition

Gantry rotation	F0 filter	F1 filter
180°	100 kV 80 mA 20 ms	100 kV 80 mA 20 ms
	100 kV 10 mA 20 ms	100 kV 10 mA 20 ms
	100 kV 20 mA 20 ms	100 kV 20 mA 20 ms

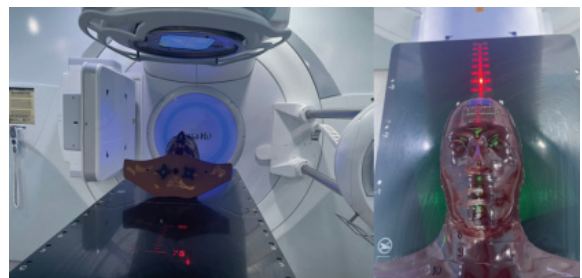


Fig. 2. Scanning the Rando phantom.

2.3. Noise, Signal 측정 및 SNR 평가

평가에 사용한 프로그램은 Mathworks사에서 개발한 MATLAB을 사용하였다. MATLAB은 행렬을 기본적인 자료의 단위로 처리하는 프로그램에 해당하며, 코딩 작업을 통해 특정한 문제 해결에 필요한 응용프로그램을 구성할 수 있다^[10]. 일반적으로 행렬로 이루어진 디지털 영상의 저장 및 계산에 편리하며 디지털영상처리를 위한 내장함수가 제공되어 영상평가에 유용하게 쓰인다^[11].

방사선 의료영상의 영상 처리에 있어서 정량적인 방법이며 영상의 질을 평가할 수 있는 대표적인

지표로 신호 대 잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR)가 있으며 CT, PET, MRI, CR 등 다양한 분야에서 관심도와 중요성이 높아졌다^[12,13].

따라서 본 연구에서는 SNR을 평가하기 위해 Fig. 3과 같이 영상의 균일한 영역에서 픽셀 사이즈 32 x 32로 ROI를 설정하여 Noise와 Signal값을 측정하였다. CT영상은 X선이 인체 내에서 흡수 및 투과로 인해 영상이 표현되고 투과된 정도에 따라 각 조직은 밀도(Density)를 가지게 된다. 이 때, 각 밀도에 따라 영상의 흑백 정도가 정해지는데 이를 수치화하여 사용하는 단위는 HU(Hounsfield Unit)이다. Noise 및 Signal은 HU 단위로 측정되었으며, 이 값을 통해 SNR을 계산하여 영상을 평가하였다. SNR은 Eq. (1)을 통해 산정하였으며 P_{signal}은 설정된 ROI의 Signal값이고 P_{noise}는 설정된 ROI의 Noise값이다.

$$SNR = \frac{P_{signal}}{P_{noise}} \quad (1)$$



Fig. 3. ROI to measure Noise and Signal.

III. RESULT

1. 선질평가

CBCT에서 발생하는 선질을 평가한 결과를 Table 4로 나타내었다. F0 filter에서 70 kV는 3.84 mmAl, 100 kV는 5.24 mmAl, 120 kV는 5.95 mmAl이 측정되었고, F1 filter에서 100 kV는 5.82 mmAl, 120 kV는 6.56 mmAl이 측정되었다.

식약청 기준규격고시에 따라 70 kV에서 1.5 mmAl, 100 kV에서 2.7 mmAl, 120 kV에서 3.2 mmAl를 초과한 알루미늄당량이 측정되어 선질 평가에서 적합한 것으로 판단된다.

Table 4. Half-value layer for each tube voltage according to the filter

	F0 filter		F1 filter	
	Tube Voltage (kV)	HVL (mmAl)	Tube Voltage (kV)	HVL (mmAl)
Elekta Versa HD	70	3.84	100	5.82
	100	5.24	120	6.56

2. 영상평가

2.1. Noise, Signal 측정

(1) 관전압 변화에 따른 Noise 측정

Fig. 4는 F0 filter에서 관전압 변화에 따른 Noise를 나타냈다. 180° 스캔에서 관전압이 70, 100, 120 kV로 증가할 때 Noise는 약 67.71, 32.19, 23.86 HU로 나타났으며, 360° 스캔에서 관전압이 70, 100, 120 kV로 증가할 때 Noise는 약 53.65, 23.26, 18.72 HU로 나타났다.

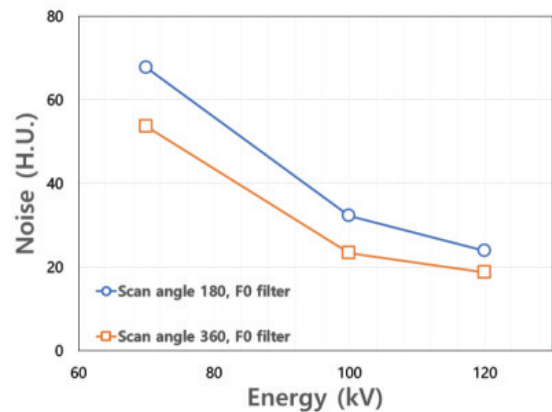


Fig. 4. Noise change according to tube voltage change (F0 filter).

Fig. 5는 F1 filter에서 관전압 변화에 따른 Noise를 나타냈다. 180° 스캔에서 관전압이 100, 120 kV로 증가할 때 Noise는 약 33.32, 24.94 HU로 나타났으며, 360° 스캔에서 관전압이 100, 120 kV로 증가할 때 Noise는 약 25.37, 18.11 HU로 나타났다.

관전압이 높을수록 Noise는 감소하는 것으로 나타났으며, 180° 스캔보다 360° 스캔에서 Noise가 감소하는 것으로 평가되었다.

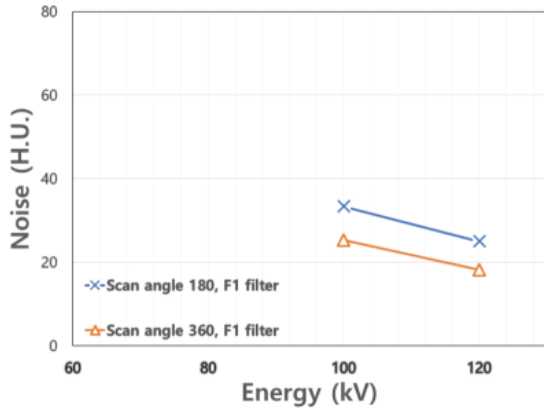


Fig. 5. Noise change according to tube voltage change (F1 filter).

(2) 관전압 변화에 따른 Signal 측정

Fig. 6은 F0 filter에서 관전압 변화에 따른 Signal을 나타냈다. 180° 스캔에서 관전압이 70, 100, 120 kV로 증가할 때 Signal은 약 913.43, 863.94, 841.01 HU로 나타났으며 360° 스캔에서 관전압이 70, 100, 120 kV로 증가할 때 Signal은 약 986.71, 949.22, 920.89 HU로 나타났다.

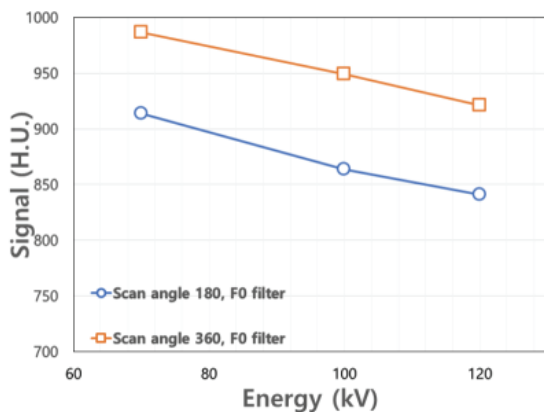


Fig. 6. Signal change according to tube voltage change (F0 filter).

Fig. 7은 F1 filter에서 관전압 변화에 따른 Signal을 나타냈다. 180° 스캔에서 관전압이 100, 120 kV로 증가할 때 Signal은 약 885.83, 858.91 HU로 나타났으며 360° 스캔에서 100, 120 kV로 증가할 때 약

958.11, 928.13 HU로 나타났다.

관전압이 증가할수록 Signal은 감소하는 것으로 나타났으며, 180° 스캔보다 360° 스캔에서 높은 것으로 나타났다. 또한 F1 filter에서 F0 filter보다 높은 것으로 나타났다.

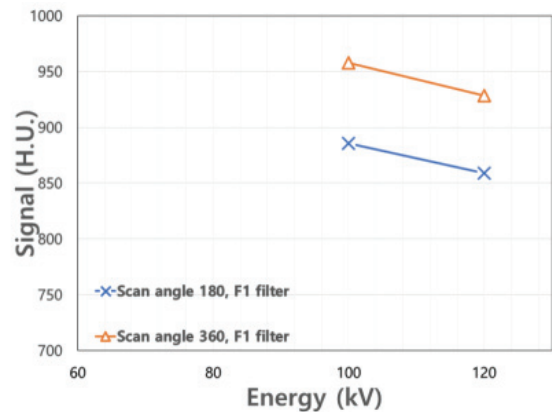


Fig. 7. Signal change according to tube voltage change (F1 filter).

(3) 관전류 변화에 따른 Noise 측정

관전압을 100 kV로 고정하고 관전류를 변화시키며 180° 회전스캔으로 F0, F1 필터별 영상평가를 진행하였다.

Fig. 8은 관전류 변화에 따른 Noise를 나타냈다. 관전류가 10, 20, 80 mA로 증가할 때 F0 filter에서 Noise는 약 30.37, 26.97, 25.74 HU로 나타났으며, F1 filter에서 Noise는 약 32.01, 25.06, 17.75 HU로 나타났다.

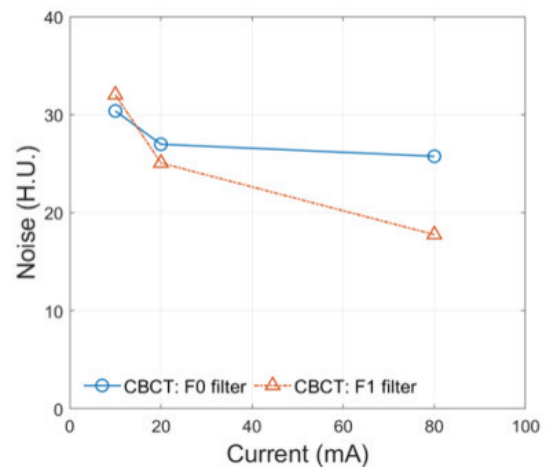


Fig. 8. Noise change according to tube current change.

관전류가 증가할수록 Noise는 감소하는 것으로 나타났다. 또한, 보우타이필터를 사용한 F1 filter 사용 시 20 mA 이상에서 크게 감소하는 것으로 나타났다.

(4) 관전류 변화에 따른 Signal 측정

Fig. 9는 관전류 변화에 따른 Signal 변화를 나타냈다. 관전류가 10, 20, 80 mA로 증가할 때 F0 filter에서 Signal은 약 912.76, 901.98, 918.37 HU로 나타났으며 F1 filter에서 Signal은 약 945.52, 935.16, 949.59 HU로 나타났다.

관전압은 100 kV로 고정하고 관전류를 변화시켰을 때 Signal에서 큰 차이가 없는 것으로 나타났다. F1 filter에서 F0 filter보다 높게 나타났다.

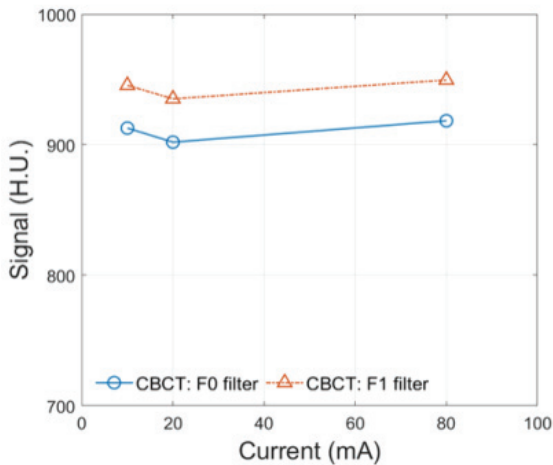


Fig. 9. Signal change according to tube current change.

2.2. SNR 평가

(1) 관전압 변화에 따른 SNR 평가

Fig. 10는 F0 filter에서 관전압 변화에 따른 SNR을 나타냈다. 180° 스캔에서 관전압이 70, 100, 120 kV로 증가할 때 SNR은 약 13.49, 26.83, 35.24로 나타났으며, 360° 스캔에서 관전압이 70, 100, 120 kV로 증가할 때 SNR은 약 18.39, 40.79, 49.17로 나타났다.

Fig. 11은 F1 filter에서 관전압 변화에 따른 SNR을 나타냈다. 180° 스캔에서 관전압이 100, 120 kV로 증가할 때 SNR은 약 26.58, 34.43로 나타났으며 360° 스캔에서 관전압이 100, 120 kV로 증가할 때

SNR은 약 37.75, 51.22로 나타났다.

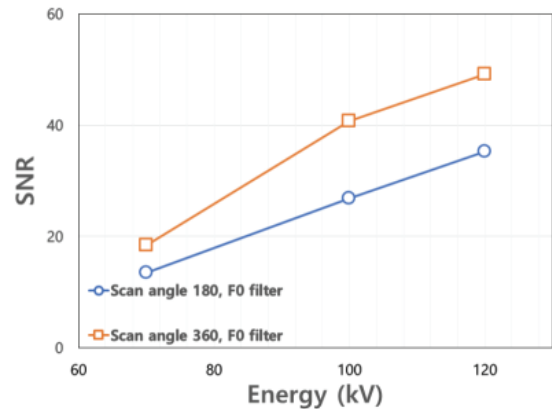


Fig. 10. SNR change according to tube voltage change (F0 filter).

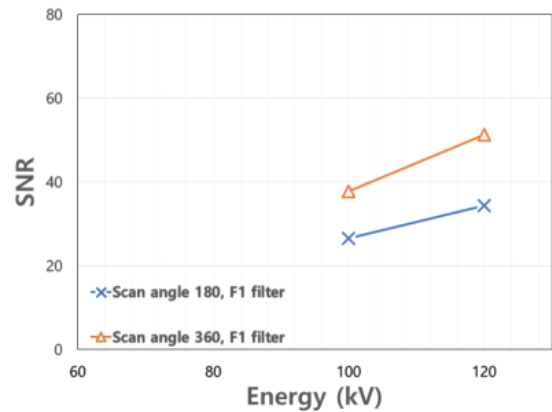


Fig. 11. SNR change according to tube voltage change (F1 filter).

관전압이 증가하면 SNR은 증가하는 것으로 나타났다. SNR은 360° 스캔이 180° 스캔보다 높게 나타났다. F1 filter와 F0 filter 비교 시 180° 스캔에서는 관전압 변화에 따라 차이가 거의 없지만 360° 스캔에서 100 kV에서 F0 filter가 높게 나타났으며 120 kV에서 F1 filter가 더 높게 나타났다. 관전압 증가에 따라 필터변화에 따른 유의미한 변화는 관찰되지 않았다.

(2) 관전류 변화에 따른 SNR 평가

Fig. 12는 관전류 변화에 따른 SNR을 나타냈다. 관전류가 10, 20, 80 mA로 증가할 때 F0 filter에서 SNR은 약 30.05, 33.43, 35.66으로 나타났으며, F1 filter에서 SNR은 약 29.53, 37.31, 53.47로 나타났다.

관전류가 증가하며 Noise의 감소로 SNR은 증가하는 것으로 나타났다. 관전류 증가에 따라 필터변화에 따라 유의미한 차이를 보였다. 특히 높은 관전류에서 Noise의 감소로 높은 SNR을 나타냈다.

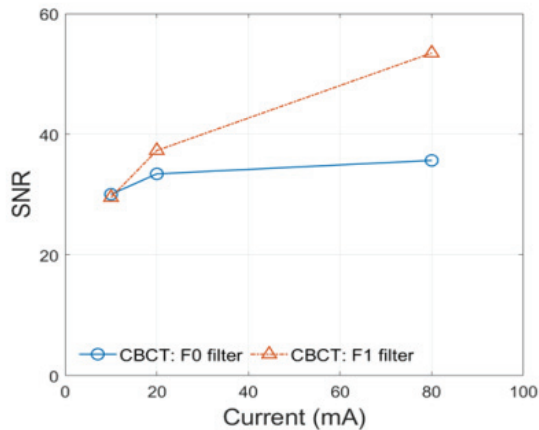


Fig. 12. SNR change according to tube current change.

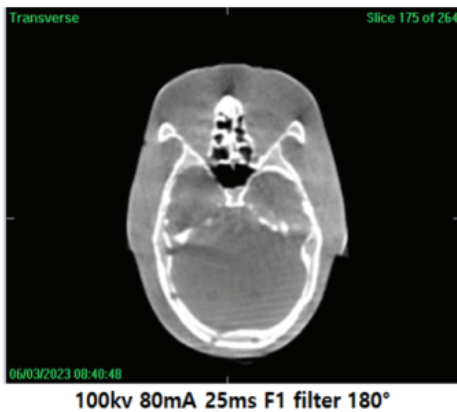


Fig. 13. Highest SNR shooting conditions.

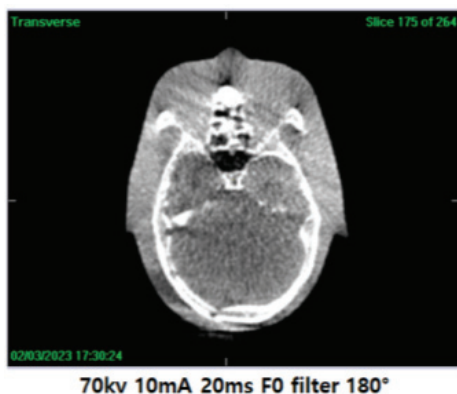


Fig. 14. Lowest SNR shooting conditions.

전체 결과에 대한 영상을 보면, 촬영 조건이 100 kV, 80 mA, 25 ms, F1 filter, 180°에서 SNR이 가장 좋은 수치를 보였으며, 촬영 조건이 70 kV, 10 mA, 20 ms, F0 filter, 180°에서 가장 낮은 수치로 나타났다. 이에 대한 영상을 Fig. 13, 14로 나타내었다.

IV. DISCUSSION

CBCT 영상을 스캔하기 전 반가층을 측정하였다. 이는 선형가속기에서 사용 중인 선원의 선질을 측정하는 것이며 선질 측정은 선원의 검증에 뜻한다. 식품의약품안전청의 기준규격고시에 각 관전압의 최소알루미늄당량(mmAl)을 초과할 것을 고시하고 있으며, Table 1의 식약청 기준규격 이상 알루미늄당량이 측정되었다. 이에 선원에 대한 검증을 하였으며, 실험 결과에 대한 신뢰도를 확보한 것으로 판단된다.

Elekta 사의 Versa HD 선형가속기를 활용하여 CBCT영상평가를 진행하였다.

그 결과 관전압이 증가할수록 Signal은 낮아지는 경향을 보였다. 하지만 Noise가 감소하는 것으로 나타났으며 SNR은 높아지는 것으로 나타났다. 이는 문일봉 등^[14]의 연구에서 관전압이 증가할수록 Noise가 감소하는 결과와 유사한 결과를 보였다. 보우타이필터의 효과는 Signal은 증가하지만 Noise도 함께 증가하는 것으로 나타났으며 SNR에서 큰 영향을 주지 않는 것으로 평가되었다.

또한, 관전류가 증가할수록 Signal에서 큰 차이를 나타내지 않았다. 하지만 Noise가 감소하는 것으로 나타났으며 SNR은 높아지는 것으로 나타났다. 유원중 등^[15]의 연구에서 관전류가 증가하면 Noise가 감소하는 결과와 유사한 결과를 보였다. 보우타이필터는 20 mA 이하의 낮은 관전류에서 Noise가 증가하는 양상을 보였지만, 20 mA 보다 높은 관전류에서 Noise가 감소했다. 따라서 보우타이필터는 높은 관전류에서 효과적으로 X-ray scatter를 줄여주며^[16] 이로 인해 Noise가 감소한 것으로 판단된다.

일반적으로 180°스캔보다 360°스캔에서 높은 SNR을 관찰했다.

종합적으로 관전압, 관전류가 높아질수록 Noise

의 감소로 SNR은 높게 나타났다. 보우타이필터는 관전류가 높은 조건에서 효과적으로 나타났으며 반바퀴 스캔에서도 CBCT영상구현이 가능했다. 수치적인 차이는 있었으나, 가장 높은 SNR과 낮은 SNR영상인 Fig. 13, 14를 포함한 모든 촬영조건에서 환자위치정렬을 위한 영상유도는 가능한 것으로 판단된다.

본 연구에서 방사선 치료분야에서 방사선 방호 최적화를 위한 선량평가의 선행연구로 영상평가를 진행하였다. Aaron Sodickson 등^[17]의 연구에서 관전압을 120 kVp에서 100 kVp로 낮추면 영상품질을 유지하며 방사선 피폭을 33%까지 감소한다고 보고하고 있으며, Francis Z 등^[18]의 연구에서 관전류의 감소에 따라 피폭선량은 감소한다고 보고하고 있다. 모든 촬영 조건에 따라 영상유도방사선치료는 충분히 가능성을 확인했고, 추후 연구에서는 촬영 조건별 선량평가가 필요할 것으로 판단된다.

V. CONCLUSION

방사선 치료 분야에서 방사선 방호최적화를 위한 영상평가를 진행하였다. 복잡하고 정밀한 치료 계획에 따라 환자는 주기적으로 CBCT촬영을 하고 있다. CBCT촬영의 경우 치료 부위 확인 목적에 해당하기 때문에 정당성이 크다. 이에 환자 위치 확인 및 자세 확인 촬영에서 환자의 피폭에 대해 문제의식이 적은 것이 현실이다. 하지만 의료 방사선이라 할지라도 방사선 방호 관점에서 방호최적화는 필수 사항에 해당한다. 따라서 본 연구에서 방사선 치료에 대한 방사선 방호최적화 방안을 적용하기 위한 선행 연구에 해당하며, 피폭 감소를 위한 촬영 조건 변화 시 영상 확인에 문제 여부를 파악하기 위해 영상평가를 진행하였다. 그 결과 촬영 조건 변화에 따라 수치적인 차이는 있었지만, 환자의 위치 확인 및 검·교정에 큰 영향을 주지 않는 것으로 판단된다.

방사선치료에서 CBCT영상 획득의 목적은 질병의 진단 목적이 아닌 치료 전 환자의 치료부위의 위치 확인 및 검·교정의 목적으로 사용된다. 본 연구에서는 진단영역의 영상평가로 사용되는 지표로 SNR을 활용해 영상평가를 진행하였으며 방사선

치료분야의 영상평가지표가 존재하지 않다는 점에 한계점이 존재한다. 또한 두경부를 제외한 다른 부위에서 차이가 나타날 수 있다.

하지만, 환자의 위치 확인 및 검·교정이 가능한 CBCT영상이라면 스캔 회전각을 작게 하고, 저관전압, 저관전류를 활용하여 영상을 획득하는 것이 피폭을 최소화 할 수 있는 방법으로 사료된다. 또한, 방사선작업종사자 스스로가 CBCT촬영 시 환자 피폭선량을 인지하고 가능한 피폭을 낮게 유지할 수 있도록 노력하는 것이 의료 방사선 방호최적화에서 가장 중요한 부분일 것으로 사료된다.

Acknowledgement

This work was supported by the Dongnam Institute of Radiological & Medical Sciences(DIRAMS) grant funded by the Korea government (MSIT) (No.50491-2023)

Reference

- [1] E. G. Aird, "CT simulation for radiotherapy treatment planning", *The British Journal of Radiology*, Vol. 75, No. 900, pp. 937-949, 2002.
<http://dx.doi.org/10.1259/bjr.75.900.750937>
- [2] M. Hiraoka, M. Mitsumori, K. Okajima, Y. Nagata, M. Takahashi, M. Nakata, M. Abe, "Use of a CT Simulation in Radiotherapy Treatment Planning for Breast Conserving Therapy", *Radiotherapy and Oncology*, Vol. 33, No. 1, pp. 48-55, 1994.
[http://dx.doi.org/10.1016/0167-8140\(94\)90085-x](http://dx.doi.org/10.1016/0167-8140(94)90085-x)
- [3] M. Marta, M. M. Rafael, R. Luis, A. Leire, A. Javier, "Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) vs. 3D conformal radiotherapy (3DCRT) in locally advanced rectal cancer (LARC): dosimetric comparison and clinical implications", *Radiation Oncology*, Vol. 5, No. 1, pp. 17, 2010.
<http://dx.doi.org/10.1186/1748-717X-5-17>
- [4] T. Gupta, J. Agarwal, S. Jain, R. Phurailatpam, S. Kannan, S. Ghosh-Laskar, V. Murthy, A. Budrukhar, K. Dinshaw, K. Prabhash, P. Chaturvedi, A. D'Cruz, "Three-dimensional conformal radiotherapy (3D-CRT) versus intensity modulated radiation therapy (IMRT) in squamous cell carcinoma of the head and neck: A

- randomized controlled trial", *Radiotherapy and Oncology*, Vol. 104, No. 3, pp. 343-348 2012. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2012.07.001>
- [5] K. S. Jeon, "Evaluation of Dose and Skin Dose with CBCT and MDCT", Department of Physics Graduate School Keimyung University, 2011.
- [6] S. B. Hwang, K. H. Kim, I. H. Kim, W. Kim, H. S. Im, S. C. Han, J. M. Kang, J. H. Kim, "Imaging dose evaluations on Image Guided Radiation Therapy", *The Journal of Korean Society for Radiation Therapy*, Vol. 27, No. 1, pp. 1-11, 2015.
- [7] S. J. Huh, W. Park, D. H. Choi, "Recent trends in intensity-modulated radiation therapy use in Korea", *Radiation Oncology Journal*, Vol. 37, No. 4, pp. 249-253, 2019. <http://dx.doi.org/10.3857/roj.2019.00577>
- [8] M. J. Murphy, J. Balter, S. Balter, J. A. BenComo, I. J. Das, S. B. Jiang, C. M. Ma, G. H. Olivera, R. F. Rodebaugh, K. J. Ruchala, H. Shirato, F. F. Yin, "The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75.", *Medical Physics*, Vol. 34, No. 10, pp. 4041-4063, 2007. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2775667>
- [9] Ministry of Food and Drug Safety, "Standards and Specifications for Electronic Medical Devices", Ministry of Food and Drug Safety Notice, No. 2011-8, 2011.
- [10] D. Y. Seo, "A study on an application to the geometric learning tool using MATLAB programming", Hannam University Graduate School of Education, 2013.
- [11] B. S. Kang, "Development of Image Quality Evaluation Program for Digital Diagnostic Radiography", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 2, No. 2, pp. 5-10, 2008.
- [12] K. W. Kim, J. Wh. Min, K. Y. Lyu, J. M. Kim, H. W. Jeong, J. A. Lee, J. H. Jung, D. Ch. Sung, S. Ch. Park, "Comparison Study on CNR and SNR of Thoracic Spine Lateral Radiography", *Journal of Radiological Science and Technology*, Vol. 36, No. 4, pp. 280-273, 2013.
- [13] K. W. Kim, E. K. Lee, H. W. Jeong, J. H. Son, B. S. Kang, H. S. Kim, J. Wh. Min, "Evaluation and Comparison of Signal to Noise Ratio According to Change of Kernel size of Heart Shadow on Chest Image", *Journal of radiological science and technology*, Vol. 40, No. 2, pp. 197-203, 2017. <http://dx.doi.org/10.17946/JRST.2017.40.2.03>
- [14] I. B. Moon, Ch. B. Kim, K. R. Dong, "The Variation of Noise and Radiation Dose according to the Tube Voltage in MDCT", *Journal of Advanced Engineering and Technology*, Vol. 7, No. 4 pp. 175-178, 2014.
- [15] W. J. Yu, S. H. Kang, Y. G. Lee, Y. J. Lee, "Study on Analysis of Noise Characteristics and Improvement Effectiveness using combination of two filters with Various Exposure Parameters based on Digital X-ray Imaging System", *Journal of The Institute of Electronics and Information Engineers*, Vol. 55, No. 1, pp. 127-131, 2018. <http://dx.doi.org/10.5573/ieie.2018.55.1.127>
- [16] J. H. Ahn, Ch. S. Hong, J. M. Kim, J. Y. Jang, "Evaluation of Skin Dose and Image Quality on Cone Beam Computed Tomography", *The Journal of Korean Society for Radiation Therapy*, Vol. 20 No. 1, pp. 17-23, 2008.
- [17] Aaron Sodickson, Michael Weiss, "Effects of patient size on radiation dose reduction and image quality in low-kVp CT pulmonary angiography performed with reduced IV contrast dose", *Emergency Radiology*, Vol. 19, No. 5, pp. 437-445, 2012. <http://dx.doi.org/10.1007/s10140-012-1046-z>
- [18] F. Zarb, L. Rainford, M. F. McEntee, "Developing optimized CT scan protocols: Phantom measurements of image quality", *Radiography*, Vol. 17, No. 2, pp. 109-114, 2011. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radi.2010.10.004>

영상유도 방사선 치료 시 CBCT에서 방사선 방호최적화를 위한 영상평가

최민호¹, 김경완², 이동연^{3,*}

¹부산대학교병원 방사선종양학과

²인제대학교 해운대백병원 영상의학실

³동의대학교 방사선학과

요약

의료기술의 발전과 방사선 치료 장비의 발전으로 세기변조방사선치료와 같은 고 정밀 방사선치료의 빈도수가 증가하였다. 정밀하고 복잡한 치료계획에서 방사선 치료 시 영상유도방사선치료는 필수가 되었다. 특히 선형가속기에 진단용 영상장비의 도입으로 CBCT스캔이 가능해졌으며 이는 3차원 이미지를 통해 환자의 자세를 검·교정할 수 있게 되었다. 보다 정밀한 환자 자세의 재현이 가능해졌지만, 영상획득과정에서 환자에게 전달되는 피폭선량은 무시할 수 없다. 방사선 치료분야에서 방사선 방호최적화는 필요하며 피폭 저감화를 위한 노력은 필요하다. 하지만 3차원 CBCT영상 획득 시 피폭저감화를 위해 촬영조건을 변경하여 촬영할 경우 환자의 위치정렬을 할 수 없을 정도의 화질이나 인공물이 발생해서는 안 된다. 본 연구에서 Rando phantom을 활용해 각 촬영조건별 영상을 스캔하고 평가하였다. 100 kV, 80 mA, 25 ms, F1 filter 180° 조건에서 가장 높은 SNR이 나타났다. 관전압, 관전류가 높아질수록 Noise가 감소했으며 보우타이필터는 높은 관전류에서 최적의 효과를 나타냈다. 실제 스캔된 이미지를 토대로 환자위치정렬이 모든 촬영조건에서 가능했으며 가장 낮은 SNR을 나타낸 70 kV, 10 mA, 20 ms, F0 filter 180° 조건에서 충분히 환자자세정렬을 위한 영상유도방사선치료는 가능함을 확인하였다.

본 연구에서 촬영조건에 따른 영상평가를 실시하였으며 피폭 저감화를 위해 낮은 관전압과 관전류, 작은 회전각 스캔이 선량 저감화에 효과적일 것으로 보인다. 이를 토대로 CBCT촬영 시 환자의 피폭선량을 가능한 낮게 해야 할 것이다.

중심단어: 콘빔씨티, 영상유도방사선치료, 노이즈, 신호대잡음비

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	최민호	부산대학교병원 방사선종양학과	방사선사
(공동저자)	김경완	인제대학교 해운대백병원 영상의학실	방사선사
(교신저자)	이동연	동의대학교 방사선학과	교수