

<원저>

몬테칼로 기법을 이용한 CBCT의 인체 내 장기의 흡수선량 평가

김종보¹⁾·임인철²⁾·박은태³⁾¹⁾동남권원자력의학원 방사선종양학과·²⁾동의대학교 방사선학과·³⁾인제대학교 부산백병원 방사선종양학과Assesment of Absorbed Dose of Organs in Human Body by
Cone Beam Computed Tomography using Monte Carlo MethodKim Jong-Bo¹⁾·Im In-Chul²⁾·Park Eun-Tae³⁾¹⁾Department of Radiation Oncology, Dongnam Ins. of Radiological & Medical Science²⁾Department of Radiological Science, Dongeui University³⁾Department of Radiation Oncology, Inje University Busan Paik Hospital

Abstract Cone beam Computed Tomography(CBCT) is an increasing trend in clinical applications due to its ability to increase the accuracy of radiation therapy. However, this led to an increase in exposure dose. In this study, the simulation using Monte Carlo method is performed and the absorbed dose of CBCT is analyzed and standardized data is presented. First, after simulating the CBCT, the photon spectrum was analyzed to secure the reliability and the absorbed dose of the tissue in the human body was evaluated using the MIRD phantom. Compared with SRS-78, the photon spectrum of CBCT showed similar tendency, and the average absorbed dose of MIRD phantom was 8.12 ~ 25.88 mGy depending on the body site. This is about 1% of prescription dose, but dose management will be needed to minimize patient side effects and normal tissue damage.

Key Words: CBCT, Monte Carlo, Spectrum, MIRD Phantom, Absorbed Dose

중심 단어: 콘빔전산화단층촬영, 몬테칼로, 스펙트럼, MIRD팬텀, 흡수선량

I. 서 론

최근 방사선 치료는 치료 장비 및 방법, 치료 계획 분야에서 많은 발전을 이루고 있다[1]. 이를 바탕으로 방사선 치료의 정확도가 더욱 높아졌으며 이는 종양 조직에는 더욱 많은 선량을 주고 주변 정상조직은 최소한의 선량을 주는 것을 가능하게 하였다[2]. 특히 전산화 단층촬영(Computed Tomography; CT)을 이용하여 얻은 3차원 영상을 바탕으로 한 치료 계획 수립이 가능해지면서 3차원입체조형방사선치료(3D Conformal Radiation Therapy; 3D-CRT)부터 세기조절방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy; IMRT), 영상유도 방사선치료(Image Guided Radiation Therapy; IGRT) 등

최신 방사선치료 방법들이 많이 이용되고 있다[3]. 이러한 치료 방법들은 매우 복잡하고 정밀한 치료 계획을 바탕으로 이용되며 실제 치료 또한 정확한 환자의 셋업이 요구된다[4]. 이를 위해 방사선치료 전 확인 촬영을 시행하고 있으며 전자포털영상장치(Electronic Portal Imaging Device; EPID)나 kV영상장치 등이 이용되며 최근에는 콘빔전산화단층촬영인 콘빔씨티(Cone Beam Computed Tomography; CBCT)의 활용이 증가하고 있다[5,6].

CBCT는 선형가속기의 갠트리에 좌, 우로 각각 위치한 kV X선관과 검출기를 사용하여 촬영할 수 있다. 또한 EPID 나 kV 직교 영상과 같은 2차원적 영상이 아닌 3차원 영상을 얻음으로써 치료 계획용 CT 영상과 비교가 가능하며 치료

Corresponding author: Eun-Tae Park, Department of Radiation Oncology, Inje University Busan Paik Hospital, 75 bokjiro, Busanjin-gu, Busan, Korea, 47392/ Tel: +82-10-3864-5791/ E-mail: linacpet@hanmail.net

Received 06 April 2018; Revised 24 April 2018; Accepted 05 June 2018

Copyright ©2018 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

의 정확도를 높일 수 있다는 장점이 있다[7]. 일반적으로 진단용 CT 촬영으로 인한 피폭선량이 약 10~20 mSv인 점을 감안한다면 CBCT로 인한 피폭선량 또한 무시할 수 없을 것이며 그에 대한 피폭선량의 관리가 필요할 것이다[8]. CBCT의 선량을 평가하는 방법으로는 팬텀과 선량계를 이용하여 실제 측정을 하는 방법과 몬테칼로 기법을 이용한 모의실험을 통한 방법이 있다. 실제 측정을 통한 방법은 온도, 습도 등의 환경적인 요인과 실험자가 직접 팬텀과 선량계를 위치시키는데 오차가 발생하는 등 여러 가지 변수가 발생할 수 있으며, 이는 실험 결과에 대한 오류를 유발할 수 있다. 이에 본 연구에서는 이러한 오류를 최소화하고 정량적인 데이터를 수집하는 데 있어서 유리한 몬테칼로 기법을 이용하였으며, 그중 MCNPX 코드를 이용하여 모의실험을 진행하였다. 이러한 모의실험을 통해 CBCT로 인한 인체 내 조직의 피폭선량을 인체형 모의 팬텀을 이용하여 정량적으로 분석하고, 이에 대한 표준화된 데이터를 제공하고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. 몬테칼로 기법

몬테칼로 기법은 방사선과 물질과의 상호작용에 있어서 그 결과를 예측하는 기법으로써 방사선 방어, 선량 측정 등에 유용하게 응용되고 있다[9]. 몬테칼로 기법을 이용한 전산처리 프로그램의 종류로는 Monte Carlo N-Particle Extended (MCNPX), Electron Gamma Shower(EGS), GEometry AND Tracking(GEANT), FLUKtuierende KAskade(FLUKA) 등이 있으며 본 연구에서는 MCNPX(Ver. 2.5.0) 코드를 이용하여 모의실험을 진행하였다[10]. MCNPX 코드는 광자, 중성자, 전자, 양성자 등 여러 종류의 방사선의 수송 및 해석이 가능하며 다양한 형태의 구조물을 묘사하여 정확한 결과 값의 획득이 가능한 프로그램으로써 기존의 연구에서 많이 사용되어 오고 있다[11]. 또한 윈도우즈 운영체제를 사용하여 사용자의 접근이 용이하고 tally라는 출력 연산자를 설정하여 단위 면적당 입자 수, 단위 질량당 에너지, 펄스, 전하 등을 원하는 단위로 얻을 수 있는 장점이 있다[12].

2. CBCT 모의모사

MCNPX 코드를 이용하여 현재 국내에서 가장 많이 운용되고 있는 Varian사의 CBCT 장치인 On-Board Imager (OBI system, V 1.4)를 대상으로 모의모사 하였다[13]. 타겟 재질은 텅스텐(원자번호 74, 밀도 19.25 g/cm³) 95%와 로듐

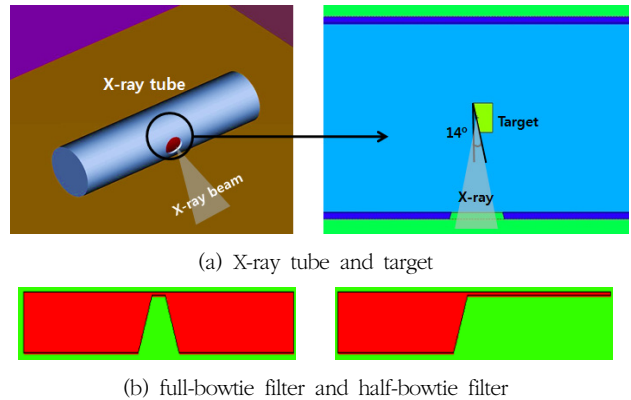


Fig. 1 Simulated X-ray tube and bowtie filter by MCNPX

(원자번호 45, 밀도 12.41 g/cm³) 5%를 혼합한 물질을 사용하였고, 타겟 각도는 14°로 하였다[14,15]. 타겟과 충돌 후 방출된 X선은 필터를 거쳐 조사되며 이때 필터는 알루미늄(원자번호 13, 밀도 2.7 g/cm³)재질로써 두께는 2 mm를 적용하였다. 사용된 필터는 좁은 부위 촬영에 사용하는 full-bowtie 필터와 넓은 부위 촬영에 사용하는 half-bowtie 필터가 있으며 MCNPX 코드를 이용해 실제 임상에서 사용하는 형태로 Fig. 1과 같이 X선관과 필터를 묘사하였다.

3. 인체형 모의팬텀 모의모사

모의실험에 사용된 인체형 모의팬텀은 ORNL(Oak Ridge National Laboratory, USA)에서 내부 피폭 평가를 위해 개발한 MIRD형 UF-REVISED 팬텀을 사용하였다[16]. MIRD형 팬텀은 국제방사선방호위원회(ICRP) 89, 국제방사선단위측정위원회(ICRU) 46에서 제시한 기준 값을 바탕으로 조직 구성과 질량, 밀도 값을 각각 22개의 물성으로 표현한 인체형 모의팬텀이다[17,18]. 또한 Fig. 2와 같이 인체 내 조직들의 형태를 표현함으로써 각 조직들의 피폭선량을 평가할 수 있어 타 연구에서도 널리 사용되고 있다[19]. 그리고 신생아부터 성인까지 연령별로 구분되어 있으며, 본

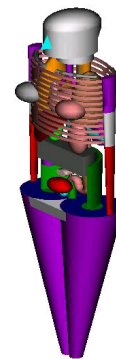


Fig. 2 MIRD UF-REVISED phantom for adult

연구에서는 방사선치료의 주 대상이 되는 성인을 기준으로 모의실험을 진행하였다.

4. 광자선 특성 분석

MCNPX 코드로 모사한 CBCT를 모의실험에 이용하기 위해서는 먼저 모사한 CBCT에 대한 신뢰성 여부를 확인하는 과정이 선행되어야 한다. 이를 위해 모사한 CBCT의 광자선 스펙트럼을 획득한 후 평균 에너지 및 특성X선 에너지를 분석하였으며 이를 SRS-78 프로그램의 스펙트럼과 비교, 분석하여 신뢰도를 확보하고자 하였다. SRS-78은 의학물리공학협회(Institute of Physics and Engineering in Medicine; IPEM)에서 제공하는 프로그램으로써 X선관의 타깃 재질, 관전압, 필터의 종류 및 두께 등을 간편하게 설정하고 그에 따른 스펙트럼에 대한 표준화된 데이터를 제공하는 프로그램이며 그 사용에 신뢰성을 가지고 기존의 연구에서 널리 이용되고 있다[20].

모사한 CBCT의 광자선 스펙트럼은 선원-표면간 거리(Source-Surface Distance; SSD) 100 cm에서 측정하였으며, F5번 tally를 사용하여 입사하는 광자 플럭스(photon number/cm²/e)를 계산하였다. 실험의 신뢰도를 확보하기 위해 불확실도는 3% 이내로 하였으며 10⁸의 반복실험을 통해 결과값을 획득하였다. 관전압은 80, 90, 100, 110, 120 kVp로 변화시켜가며, 에너지에 따른 특성 X선 에너지와 평균 에너지를 계산하였으며, 이를 SRS-78의 스펙트럼과 비교, 분석하였다. SRS-78에서는 모사한 CBCT와 같은 타깃 재질, 필터의 재질 및 두께, 관전압을 적용하여 동일한 조건으로 실험을 진행하였다.

5. 장기별 피폭선량 평가

MIRD 인체형 모의팬텀을 두경부, 흉부, 복부, 골반부의 네 부위로 나누어 각각의 부위 내 조직들의 흡수선량을 측정하였으며, 실제 임상에서 적용하는 필터와 관전압 조건으로 모의실험을 진행하였다. 두경부는 full-bowtie 필터를 적용하였으며, 관전압은 80, 90, 100 kVp로 설정하였다. 흉부와 복부, 골반부는 half-bowtie 필터를 적용하였으며, 100, 110, 120 kVp 관전압을 설정하였다. SSD는 100 cm으로 설정하였으며, 조사야는 최대 검출 면적을 모두 포함할 수 있도록 50 cm로 설정하였다. 선원은 팬텀을 중심으로 30° 간격으로 총 12개를 배치하여, 360° 회전하며 촬영하는 CBCT의 특성과 유사한 조건이 될 수 있도록 하였다. 또한 광자선 특성 분석 모의실험과 마찬가지로 불확실도는 3% 이내로 하였으며, 10⁸의 반복실험을 통해 결과값에 대한 신

뢰성을 확보하고자 하였고, F6번 tally를 사용하여 단위 질량당 흡수된 에너지(MeV/g)를 측정하여 흡수선량을 평가하였다.

III. 결 과

1. 광자선 특성 분석

먼저 MCNPX를 이용해 전자 1개를 가속시켜 얻은 스펙트럼은 full-bowtie 필터를 사용하였을 때 Fig. 3과 같이 나타났다. 평균에너지는 관전압에 따라 41.8~52.9 keV로 계산되었으며, 특성 X선 피크가 발생하는 에너지 대역은 모든 관전압에서 60, 68, 70 keV로 나타났다.

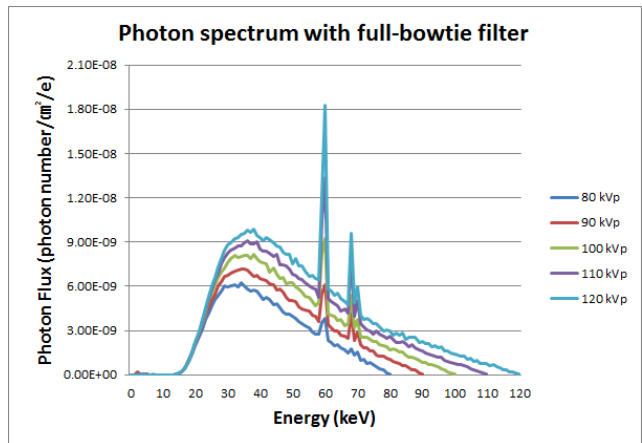


Fig. 3 Photon spectrum with full-bowtie filter

다음으로 half-bowtie 필터를 사용하였을 때, 스펙트럼은 Fig. 4와 같이 나타났다. 평균에너지는 관전압에 따라 41.8~52.9 keV로 계산되었으며, 특성 X선 에너지는 모든 관전압에서 60, 68, 70 keV로 full-bowtie 필터를 사용했을 때와 유사한 결과가 나타났다.

모사한 X선관의 스펙트럼과 비교하기 위해 SRS-78에서 생성된 스펙트럼을 분석하였으며, 관전류를 고려한 전자 다발 형태에 의해 얻어진 스펙트럼 분포는 Fig. 5와 같이 나타났다. 평균 에너지는 42.0~53.8 keV로 계산되었으며, 특성 X선 에너지는 모든 관전압에서 58, 59.5, 67, 69 keV로 나타났다.

OBI와 SRS-78의 스펙트럼 분석 결과 평균에너지와 특성 X선 에너지는 Table 1과 같이 나타났다. 평균에너지는 관전압에 따라 약 0.9~1.7%의 상대오차를 나타냈으며, 특성 X선 에너지는 모두 유사한 에너지 대역에서 방출하는 것

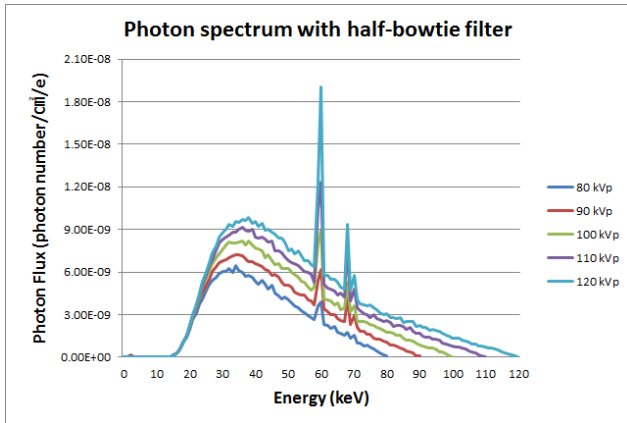


Fig. 4 Photon spectrum with half-bowtie filter

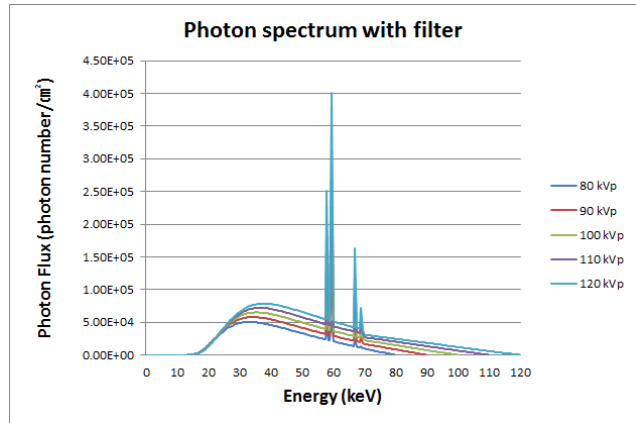


Fig. 5 Photon spectrum with filter in SRS-78

Table 1 Numerical value according to tube voltage with filter

Equipment	Voltage [kVp]	Mean energy [keV]	Characteristic ray energy [keV]
full-bowtie filter	80	41.8	60, 68, 70
	90	44.9	
	100	47.7	
	110	50.4	
	120	52.9	
half-bowtie filter	80	41.8	60, 68, 70
	90	44.9	
	100	47.6	
	110	50.4	
	120	52.9	
SRS-78	80	42.0	58, 59.5, 67, 69
	90	45.4	
	100	48.4	
	110	51.2	
	120	53.8	

으로 나타났다.

2. MIRD phantom을 이용한 부위별 흡수선량 측정

MIRD 인체형 모의팬텀을 이용하여 촬영 부위에 따른 조직의 흡수선량을 측정하였다. 모의실험 결과, 두경부의 흡수선량은 후두가 가장 높게 나타났으며, 뇌가 가장 낮게 나타났다. 부위 전체가 받는 평균 흡수선량은 관전압에 따라 각각 10.90, 12.50, 13.50 mGy로 계산되었으며, 각 조직이 받는 흡수선량은 Table 2와 같이 나타났다. 관전압에 따른 평균 흡수선량의 증가율은 80 kVp에서 90 kVp로 증가했을 때 약 14.6%, 90 kVp에서 100 kVp로 증가했을 때 약 8%가 증가하였으며, 80 kVp와 100 kVp를 비교하였을 때 약 23.8%의 증가율을 보였다.

흉부의 흡수선량은 유방이 가장 높게 나타났으며, 식도가

가장 낮게 나타났다. 부위 전체가 받는 평균 흡수선량은 관전압에 따라 각각 24.60, 25.20, 25.75 mGy로 계산되었으며, 각 조직이 받는 흡수선량은 Table 3과 같이 나타났다. 관전압에 따른 평균 흡수선량의 증가율은 100 kVp에서 110 kVp로 증가했을 때 약 2.4%, 110 kVp에서 120 kVp로 증가했을 때 약 2.2%가 증가하였으며, 100 kVp와 120 kVp를 비교하였을 때 약 4.7%의 증가율을 보였다.

복부의 흡수선량은 간이 가장 높게 나타났으며, 부신이 가장 낮게 나타났다. 부위 전체가 받는 평균 흡수선량은 관전압에 따라 각각 8.12, 8.69, 9.19 mGy로 계산되었으며, 각 조직이 받는 흡수선량은 Table 4와 같이 나타났다. 관전압에 따른 평균 흡수선량의 증가율은 100 kVp에서 110 kVp로 증가했을 때 약 7%, 110 kVp에서 120 kVp로 증가했을 때 약 5.8%가 증가하였으며, 100 kVp와 120 kVp를 비교하였을 때 약 13.2%의 증가율을 보였다.

Table 2 Absorbed dose of organs at head and neck

Organs	Absorbed dose [mGy]		
	80 kVp	90 kVp	100 kVp
larynx	25,80	29,75	31,95
thyroid	25,45	29,20	31,40
pharynx	15,55	16,90	18,50
salivary gland	10,45	12,00	12,95
sinus	3,35	3,70	4,00
Lt. eye	2,85	3,15	3,30
Rt. eye	2,70	3,10	3,35
brain	1,90	2,20	2,40
Absorbed dose	10,90	12,50	13,50

Table 3 Absorbed dose of organs at chest

Organs	Absorbed dose [mGy]		
	100 kVp	110 kVp	120 kVp
Lt. breast	46,81	46,94	47,21
Rt. breast	46,59	46,72	47,03
Lt. lung	20,22	21,19	22,02
Rt. lung	18,85	19,80	20,58
thymus	7,73	8,58	9,22
esophagus	7,42	7,99	8,46
Absorbed dose	24,60	25,20	25,75

Table 4 Absorbed dose of organs at abdomen

Organs	Absorbed dose [mGy]		
	100 kVp	110 kVp	120 kVp
liver	17,06	17,92	18,65
stomach	10,05	10,68	11,21
Rt. kidney	7,34	7,84	8,32
Lt. kidney	7,32	7,82	8,27
pancreas	6,77	7,44	7,97
Rt. adrenal	4,18	4,53	4,89
Lt. adrenal	4,10	4,59	5,03
Absorbed dose	8,12	8,69	9,19

Table 5 Absorbed dose of organs at pelvis

Organs	Absorbed dose [mGy]		
	100 kVp	110 kVp	120 kVp
colon	19,64	20,85	21,92
testes	19,00	19,76	20,52
prostate	10,52	11,50	12,03
urinary bladder	6,24	6,87	7,32
ovary	5,77	6,39	6,94
cervix	3,86	4,30	4,67
Absorbed dose	10,84	11,61	12,23

골반부의 흡수선량은 대장이 가장 높게 나타났으며, 자궁이 가장 낮게 나타났다. 부위 전체가 받는 평균 흡수선량은 관전압에 따라 각각 10.84, 11.61, 12.23 mGy로 계산되었으며, 각 조직이 받는 흡수선량은 Table 5와 같이 나타났다. 관전압에 따른 평균 흡수선량의 증가율은 100 kVp에서 110 kVp로 증가했을 때 약 7.1%, 110 kVp에서 120 kVp로 증가했을 때 약 5.3%가 증가하였으며, 100 kVp와 120 kVp를 비교하였을 때 약 12.8%의 증가율을 보였다.

IV. 고 찰

본 연구에서는 먼저 모사한 CBCT의 스펙트럼을 분석한 후 이를 SRS-78의 스펙트럼과 비교, 분석하여 신뢰성 여부를 확인하고자 하였다. 분석 결과, MCNPX로 모의실험한 플럭스와 SRS-78로 산출한 플럭스 값에는 차이가 있는 것으로 나타났다. 이는 MCNPX의 경우 전자 1개를 가속하여 단위면적당 입사되는 광자를 측정하는 것이며 SRS-78의 경우 관전류를 고려한 수많은 전자들에 의해 발생된 광자가 측정이 되기 때문에 이러한 차이가 나타나는 것으로 판단된다. 그러나 평균 에너지와 스펙트럼의 형태, 특성 X선 에너지는 서로 유사하게 나타났으며, 기존의 선행연구와도 유사한 경향성을 보이고 있다[21]. 이러한 결과를 바탕으로 본 연구에서 모사한 CBCT에 대한 신뢰도를 확보한 것으로 판단하였으며, 흡수선량 평가에 관한 모의실험을 진행하였다.

MIRD 팬텀을 이용한 인체 내 조직의 흡수선량은 관전압이 증가함에 따라 작게는 2.2%에서 많게는 14.6% 까지 차이가 나는 것으로 나타났다. 선량으로는 약 0.5~1.6 mGy로 미미한 수준이지만 선량을 최소화하기 위해서 영상의 질을 저하시키지 않는 선에서 적절한 관전압의 사용이 필요하다고 판단된다. 그리고 기존의 실제 측정을 통한 연구와 본 연구를 비교하였을 때 Palm, et al.(2009)의 연구에서는 부위에 따라 11.6~34.2 mGy의 흡수선량을 제시하고 있으며, 문영민(2012)의 CBCT의 유효선량에 관한 연구에서는 12.4~23.5 mGy를 제시하고 있다[22,23]. 이는 본 연구에서 평가한 8.12~25.75 mGy와 비교적 작은 차이를 보이고 있다. 이러한 차이는 실험에 사용된 팬텀 및 선량계의 종류, 환경적인 영향, 측정 위치, 측정 부위 등에 의해 기인한 것으로 판단된다. 그러나 부위별 평균 흡수선량은 유사한 수준이라고 판단되며 이를 바탕으로 본 연구에서 진행한 모의실험의 결과에 대해 신뢰할 수 있는 수준이라고 판단된다.

V. 결 론

일반적인 방사선치료는 약 25~30회 분할하여 시행된다. 이러한 치료 기간 중 주기적으로 CBCT 촬영을 하게 된다면 이로 인한 추가 피폭이 발생할 것이며, 처방선량 외에 환자가 받는 선량은 더욱 증가할 것이다. 본 연구의 모의실험 결과를 치료 처방선량과 비교하였을 때 CBCT로 인한 추가 피폭선량은 약 1% 정도로 미미한 수준이라 할 수 있다. 그러나 적은 선량이라 할지라도 부작용을 야기할 수 있기 때문에 이를 간과해서는 안 될 것이다. 그러므로 환자의 부작용 및 정상조직의 장애를 최소화하기 위해서는 이러한 추가 피폭에 대해 인지하고 CBCT촬영을 시행해야 할 것이며 피폭선량의 저감화를 위한 노력이 필요할 것이다.

Acknowledgment

본 연구는 2018년도 부산가톨릭대학교 석사학위 청구논문 일부 내용을 발췌하여, 수정 보완한 것임을 밝힙니다.

REFERENCES

- [1] Park, CJ, Park, SH, Kim, JS, Han, YY, Ju, SG, Shun, EH, et al. Digital Tomosynthesis for Patient Alignment System Using Half-fan Mode CBCT Projection Images. Korean Journal of Medical Physics. 2010;21(4):360-67.
- [2] Do, KM, Jung, DY, Kim, YB. Patient Position Verification and Corrective Evaluation Using Cone Beam Computed Tomography (CBCT) in Intensity-modulated Radiation Therapy. The Journal of Korean Society for Radiation Therapy. 2009;21(2): 83-8.
- [3] Bang, SJ, Kim, YY, Jeong, IS, Kim, JS, Kim, YG. A Study of Image Quality and Exposed Dose by Field Size Changing on CBCT. The Journal of Korean Society for Radiation Therapy. 2013;25(2):175-180.
- [4] Oh, SJ, Kim, SY, Suh, TS. How Image Quality Affects Determination of Target Displacement When Using kV Cone-beam Computed Tomography (CBCT). Korean Journal of Medical Physics. 2006;17(4):

- 207-211.
- [5] Yoo, YS, Lee, HJ, Kim, DY, Yu, R. Implementation of KV Cone Beam CT for Image Guided Radiation Therapy. *The Journal of Korean Society for Radiation Therapy*. 2007;19(1):43-9.
- [6] Lee, IS, Yoo, EJ, Kim, SK, Choi, KS, Lee, JW, Suh, TS, et al. A Study on Mechanical Errors in Cone Beam Computed Tomography(CBCT) System. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2013;36(2):123-129.
- [7] Park, BS, Ahn, JH, Kim, JS, Song, KW. Evaluation of Every Other Day - Cone Beam Computed Tomography in Image Guided Radiation Therapy for Prostate Cancer. 2014;26(2):289-295.
- [8] Semelka RC, Armao DM, Elia J, Huda W. Imaging strategies to reduce the risk of radiation in CT studies, including selective substitution with MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2007;25(5):900-9.
- [9] Song, YG. Diagnostic Radiation Imaging Detector Implementation and Image Evaluation using Monte Carlo Simulation. [master's thesis]. Kyeong Sang Nam Do:Inje University. 2013.
- [10] Lee, JK. The study of radiation dose estimates for computed tomography using Monte Carlo method. [master's thesis]. Kyeong-Ki Do:Kyung Hee University. 2011.
- [11] Lee, SH. A comparative study of aluminum, copper, and lead as shielding materials in 6 MeV electron therapy. [master's thesis]. Jeon-La Buk Do:Chonbuk National University. 2013.
- [12] Lee, JO, Jeong, DH. Calculation of Energy Spectra for 6 MeV Electron Beam of LINAC Using MCNPX. *Korean Journal of Medical Physics*. 2006;17(4):224-231.
- [13] Lim, HJ. Status of Domestic Linear Accelerator. Kang-Won. Health Insurance Review & Assessment Service. 2017.
- [14] Fouad AA. On Board Cone Beam CT for Treatment Planning in Image Guided Radiotherapy. [dissertation]. Saudi Arabia:King Abdulaziz University. 2015.
- [15] Downes P, Jarvis R, Radu E, Kawrakow I, Spezi E. "Monte Carlo simulation and patient dosimetry for a kilovoltage cone-beam. *Medical Physics*. 2009;36(9):4156-4167.
- [16] Han EY, Wesley EB, Eckerman KF. Revisions to the ORNL serie of adult and pediatric computational phantoms for use with the MIRD schema. *University of Florida Health Phys*. 2006;90(4)337-356.
- [17] Valentin J. ICRP Publication 89:Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection:Reference Values. Elsevier Publishing Company. 2003.
- [18] White, DR, Griffith, RV, Wilson, IJ. ICRU REPORT 46: Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues. Oxford Univ. Pr. UK. 1992.
- [19] Park DO. Development of Computational Procedure for Assessment of Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography. [master's thesis]. Seoul: Hanyang University. 2007.
- [20] Park, I, Kim, KH, Oh, SC, Song, JY, Kwon, OH, Kim, KP. Evaluation of Radiation Dose to Patients in Intraoral Dental Radiography Using Monte Carlo Method. *Journal of Radiation Industry*. 2016;10(3):139-144.
- [21] Ding, GX, Duggan, DM, Coffey, CW. Characteristics of kilovoltage x-ray beams used for cone-beam computed tomography in radiation therapy. *Physics in Medicine and Biology*. 2007;52(6):1595-1615
- [22] Palm A, Nilsson E, Herrnsdorf L. Absorbed dose and dose rate using the Varian OBI 1,3 and 1,4 CBCT system. *Journal of applied clinical medical physics*. 2009;11(1):S93.
- [23] Moon, YM. A study on the effective dose measurement for cone beam computed tomography using glass dosimeter. Pusan:Dong-A University. 2012.