

# PCXMC 소프트웨어를 이용한 소아에서의 CBCT 환자선량 평가

단국대학교 치과대학 영상치의학교실

김은경

## ABSTRACT

### Dose estimation of cone-beam computed tomography in children using personal computer-based Monte Carlo software

Department of Oral and Maxillofacial Radiology, College of Dentistry, Dankook University

Eun-Kyung Kim

**Objective:** The purpose of the study was to calculate the effective and absorbed organ doses of cone-beam computed tomography (CBCT) in pediatric patient using personal computer-based Monte Carlo (PCXMC) software and to compare them with those measured using thermoluminescent dosimeters (TLDs) and anthropomorphic phantom.

**Materials and Methods:** Alphascan VEGA CBCT scanner was used for this study. A large field of view (FOV) (20.0 cm x 17.9 cm) was selected because it is a commonly used FOV for orthodontic analyses in pediatric patients. Ionization chamber of dose-area product (DAP) meter was located at the tube side of CBCT scanner. With the clinical exposure settings for a 10-year-old patient, DAP value was measured at the scout and main projection of CBCT. Effective and absorbed organ doses of CBCT at scout and main projection were calculated using PCXMC and PCXMCRotation software respectively. Effective dose and absorbed organ doses were compared with those obtained by TLDs and a 10-year-old child anthropomorphic phantom at the same exposure settings.

**Results:** The effective dose of CBCT calculated by PCXMC software was 292.6  $\mu$ Sv, and that measured using TLD and anthropomorphic phantom was 292.5  $\mu$ Sv. The absorbed doses at the organs largely contributing to effective dose showed the small differences between two methods within the range from -18% to 20%.

**Conclusion:** PCXMC software might be used as an alternative to the TLD measurement method for the effective and absorbed organ dose estimation in CBCT of large FOV in pediatric patients.

**Key words:** Cone-Beam Computed Tomography; Radiation Dosage; Radiation Protection

Corresponding Author

김은경

단국대학교 치과대학 영상치의학교실

E-mail: ekkim@dankook.ac.kr

ACKNOWLEDGMENT (이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임 (No. NRF-2010-0012131))

## I. 서론

치과용 CBCT (Cone-beam Computed Tomography)는 1999년 개발되어 시판된 이래 치과의 여러 분야에서 사용이 급속도로 증가하고 있다<sup>1)</sup>. 개발 초기에는 임플란트 치료계획을 위한 술전 평가에 주로 사용이 되다가 점차 매복치 위치 평가, 치주 및 치근단 병소 평가, 근관 형태 확인, 구강외과적 질환 및 외상 평가, 교정치료 전 분석, 악교정수술 전 분석 등으로 그 용도가 확대되어 치과 진료의 질 향상에 큰 기여를 하고 있다<sup>2-7)</sup>. 그러나 CBCT 촬영시 받는 환자선량은 기존의 이차원적 촬영에 비해서 상당히 높기 때문에 특히 소아 환자가 많은 교정 분야에서의 일상적인 사용은 주의가 요구된다<sup>6,7)</sup>.

진단용 방사선촬영의 환자선량에 대한 관심이 증가되면서 치과용 CBCT 촬영시 기종과 촬영 프로토콜에 따른 유효선량에 대한 연구가 다수 보고되었다<sup>7-16)</sup>. 유효선량의 개념은 낮은 선량의 전리방사선에 노출되었을 때 확률적 위험도의 측정을 제공하기 위해 개발되었는데<sup>16,17)</sup>, 이는 연령, 성, 유전적 방사선민감도의 평균값을 가지는 참조체에 대한 위험도를 나타내는 것으로, 수많은 불확실한 원인에 의해 영향을 받기 때문에 개개 환자에 제기하는 위험도의 추정에는 사용되어서 안 된다고 강조되었다<sup>16-18)</sup>. 그러나 이러한 한계가 있음에도 불구하고, 유효선량은 여러 가지 다른 촬영법의 상대적인 위험도를 비교하는데 유용한 도구로서 여러 가지 촬영법, 촬영기, 또는 프로토콜을 동일한 방법으로 선량 측정하여 어느 것의 위험도가 더 크고 작은지 평가할 수 있다<sup>16)</sup>. 유효선량을 보고하는 많은 연구들이 열형광선량계(thermoluminescent dosimetry; TLD)와 인체모형 팬텀을 사용하였다<sup>5,7-14,16)</sup>. 이 방법은 유효선량 결정에 가장 많이 사용되는 방법이나, 가장 큰 단점은 매 노출할 때마다 수십 개의 열형광선량계 칩을

교체해야 하기 때문에 상당히 복잡하고 시간이 많이 소요된다는 점이다<sup>18,19)</sup>.

이에 몇몇 연구자들은 비교적 사용이 간편한 개인용 컴퓨터 기반 Monte Carlo 소프트웨어(personal computer-based Monte Carlo software; PCXMC) (Radiation and Nuclear Safety Authority, Helsinki, Finland)가 유효선량을 평가하기 위한 전통적인 이 방법을 대체할 수 있다고 보고하였다<sup>18-23)</sup>. 치과용 CBCT<sup>18-20)</sup>, 사측방 방사선촬영과 교익촬영<sup>21)</sup>, 파노라마방사선촬영<sup>22)</sup>, 흉부방사선촬영<sup>23)</sup>시의 환자선량이 이 소프트웨어를 이용하여 산출한 결과들이 보고되었다. Kawasaki 등<sup>23)</sup>은 PCXMC 소프트웨어로 얻어진 유효선량은 silicon photodiode 선량계를 사용한 팬텀 내 선량 측정시스템으로 얻어진 값의 23% 이내로 일치하여 이 소프트웨어의 유용성을 보여 주었다고 결론 지었으며, Koivisto 등<sup>18)</sup>은 Promax 3D CBCT 장비의 유효선량을 metal-oxide semiconductor field-effect transistor (MOSFET) 선량계와 PCXMC 시뮬레이션으로 구한 값을 비교하여, 그 차이가 17%로 비교적 작았다고 보고하였다. 또한 Kim 등<sup>19)</sup>은 Alphard VEGA CBCT 장비로 촬영시 성인에서 PCXMC 소프트웨어로 구한 값은 열형광선량계 방법으로 구한 값보다 16~18% 다소 작은 유사한 값을 보여 주었다고 보고하였다.

이와 같이 PCXMC 소프트웨어가 치과용 CBCT의 유효선량을 평가하는데 열형광선량계 기술을 대체할 방법으로 기대되나, 아직 여러 종류의 CBCT 장비에서 더 많은 연구 결과가 필요하다. 특히 소아에서 PCXMC 소프트웨어를 사용하여 장기의 흡수선량 및 유효선량은 보고된 바가 없다. 이에 본 연구에서는 소아에서의 CBCT의 장기의 흡수선량 및 유효선량을 PCXMC 소프트웨어를 사용하여 산출하고, 이를 열형광선량계와 소아 두경부 인체모형 팬텀을 사용하여 얻은 선량 값과 비교해 보고자 하였다.

## II. 재료 및 방법

CBCT 촬영을 위해 Alphard VEGA (Asahi Roentgen Ind. Co., Ltd., Kyoto, Japan) 촬영기의 C mode (cephalometric mode) (20.0 cm × 17.9 cm FOV)를 사용하였다. Table 1은 설명서와 일부 참고문헌<sup>24,25)</sup>에서 얻어진 이 장비의 기술적 규격과 소아 환자선량 측정을 위해 임상에서 사용하는 10세 환자의 촬영조건을 보여준다. 환자선량 측정을 위해, 조직 등가물질로 이루어진 10세 소아 두경부 인체모형 팬텀(ATOM model 706 HN-C; Computerized Imaging Reference Systems Inc., Norfolk, VA, USA)(Fig. 1)과 열형광선량계로 3.6 mm × 3.6 mm × 0.4 mm 크기의 LiF-MCS (Mg, Cu., Si) chips (Korea Atomic Energy Research Institute, Daejeon, Korea)을 사용하였다. 면적선량(Dose-Area Product; DAP)은 이온 챔버를 부착한 DAP meter (DIAMENTOR M4-MDK, PTW, Freiburg, Germany)를 사용하여 측정하였다. DIAMENTOR M4-MDK는 투시 촬영과 방사선촬영시 50~150 kV의 범위에서 면적선량과 입사선량을 측정하도록 고안된 장비이다.

### (1) 면적선량 측정

면적선량 측정을 시작하기 전에 PTW-Freiburg 교정

기관에서 DAP meter의 이온 챔버를 교정하였다. 면적선량은 DAP meter의 이온챔버를 CBCT 장비의 관두부 쪽에 위치(Fig. 2)시켜 10세 촬영 조건으로 CBCT의 전 단계 촬영(scout projection)과 주촬영(main projection)에서 각각 면적선량을 측정하였다. 모든 측정은 3회씩 반복하여 평균값을 구하고, 온도와 기압에 따른 보정표에서 보정계수를 찾아 보정하였다.

### (2) 열형광선량계와 인체모형 팬텀으로 유효선량 측정 및 계산

본 연구에서 환자선량 비교를 위한 열형광선량계와 인체모형 팬텀으로 얻은 선량값은 본 연구자가 2015년 보고<sup>7)</sup>한, 동일 장비에서 면적선량 측정 직후 열형광선량계를 장착한 인체모형 팬텀을 촬영하여 얻은 장기 흡수선량 및 유효선량 값을 사용하였다.

### (3) PCXMC 시뮬레이션 프로그램

CBCT 스캔의 유효선량 및 장기 흡수선량을 계산하기 위해 전단계 촬영은 PCXMC 소프트웨어<sup>26)</sup>를, 주촬영은 PCXMCRotation 소프트웨어<sup>27)</sup>를 사용하였다.

#### 3-1. PCXMCRotation 소프트웨어를 이용한 CBCT 스캔 주촬영의 선량 계산

Table 1. The technical specifications and the exposure parameters of the C mode of Alphard VEGA CBCT scanner used in this study

Parameters	Value
Total filtration	2.8mm Al equivalent
Focus-collimator distance	76 mm
Degree of rotation	360°
Imaging area	200 × 179 mm
Dimension of collimator	22.7 × 22.7 mm
Focus-rotation center distance	715 mm
Exposure factors	80kV, 4mA, 17s



Fig. 1. This shows a 10-year-old anthropomorphic head and neck phantom (ATOM model 706 HN-C) used for TLD measurement.



Fig. 2. Ionization chamber of DAP meter is located at the tube side of CBCT scanner for the DAP measurement.

PCXMCRotation 소프트웨어는 PCXMC과 동일한 소프트웨어로, X-선 촬영기가 회전 중심을 갖고, 방사선의 중심축이 이 중심 즉 PCXMC의 기준점(reference point)을 지나면서 여러 방향에서 환자에게 조사되는 경우에 선량 계산을 쉽게 할 수 있도록 약간 변형된 인터페이스(interface)를 제공하는 소프트웨어이다<sup>27)</sup>. Alphard VEGA CBCT 촬영기는 360°의 완전 회전을 하는 장비이므로, 주촬영은 PCXMCRotation 소프트웨어에서 1° 간격으로 360 개 영상으로 시뮬레이션하였다. 환자의 연령, 관전압, 여과, projection angle의 수, 중심선의 oblique angle, 초점에서 기준점까지의 거리 (FRD), 기준점에서 X선속의 폭경과 높이, 기준점의 X-, Y-, Z-좌표와 입사 면적선량 값이 선량계산을 위해 입력되었다. 본 연구에서 환자 연령은 10세, 관전압은 80kV, 여과는 2.8 mm Al 당량, FRD는 71.5 cm였다. FRD에서 X선속의 폭경과 높이는 CBCT 스캐너 설명서에 나오는 시준기 크기, 초점-시준기 거리(focus-collimator

distance: FCD), 초점-회전중심 거리를 사용하여 계산하였다. 입사 면적선량 값은 주촬영 동안 측정된 면적선량 값을 360으로 나눈 값을 입력하였다(Table 2).

회전 중심(기준점)의  $X_{ref}$ ,  $Y_{ref}$ ,  $Z_{ref}$  값은 다음과 같이 결정되었다. PCXMC 소프트웨어의 좌표 체계는 팬텀의 몸체 기저부의 중앙에서 시작해서 positive Z축은 상방으로, positive X축은 좌측으로, positive Y축은 phantom의 후방으로 향한다(Fig. 3). CBCT 촬영(C mode) 시 환자의 정중시상면을 중앙에 위치시켜 촬영하기 때문에, 회전 중심의  $X_{ref}$ 는 0으로 설정되었다. Figs. 4, 5는 결정된  $Y_{ref}$ ,  $Z_{ref}$  값을 보여 준다. 회전 중심의  $Y_{ref}$ 는 소아 두경부 인체모형 팬텀의 3차원으로 재구성된 CBCT 측방 영상에서 결정하였다. 영상의 폭경은 20cm이고, 영상의 좌측 변연부터 하악 하방의 경추 중앙 최전방까지의 길이는 12cm 였다. 즉 회전 중심으로부터 하악 하방의 경추 중앙 최전방까지의 길이는 2cm 였다. 한편 하악 하방의 경추 중앙 최전방의 Y축 값은 PCXMC 소프트웨

어의 'the x-ray examination data input form' 스크린에서 나타나는 'radiograph' 그래픽에서 대략 -1인 것을 확인할 수 있었다. 따라서 회전 중심의  $Y_{ref}$ 는 -3cm로 결정되었다. 회전 중심의  $Z_{ref}$  값을 결정하기 위해서도 이 소프트웨어의 'radiograph' 그래픽을 활용하였는데,  $Z_{ref}$  62cm에서 CBCT 촬영시 포함되는 영역이 가장 실제에 가까운 것을 확인하고 이 값으로 결정하였다(Table 2). 이들 값을 입력하여 ICRP 103<sup>28)</sup>에 기초한 장기 흡수선량과 유효선량을 계산하였다.

### 3-2. PCXMC 소프트웨어를 이용한 CBCT 스캔 전단계 촬영의 선량 계산

PCXMC 소프트웨어는 투사방사선촬영의 X선 촬영의 투사 각도 및 검사 조건의 자유로운 조정을 통하여 환자의 장기 흡수선량과 유효선량을 계산할 수 있는 Monte Carlo 기반의 시뮬레이션 컴퓨터 프로그램이다<sup>26)</sup>. Alphard VEGA CBCT 촬영기는 CBCT의 주촬영에 들어가기 전에 환자의 적정 위치를 잡기 위해 전단계 촬영을 시행하는데, C-mode에서 전단계 촬영은 일종의 측방 방사선촬영이므로 선량 계산을 위해 PCXMC 소프트웨어를 사용하였다. 환자 위치는 주촬영과 동일한

위치에서 촬영되기 때문에  $Y_{ref}$ ,  $Z_{ref}$  (여기서 기준점은 방사선의 피부 입사점) 값은 주촬영에서의 값과 동일하게 입력하였으며,  $X_{ref}$  (기준점의 X 좌표)와 초점-피부 거리 (Focus-to-skin distance; FSD)는 PCXMC 소프트웨어에서 'radiograph' 그래픽을 참고로 하여 각각 5.5 cm, 66 cm로 결정하였다(Table 2). 본 연구에서 환자 연령, 관전압, 여과는 주촬영과 동일하였고, 초점-피부 거리에서 X선속의 폭경과 높이는 CBCT 스캐너 설명서에 나오는 시준기 크기, 초점-시준기 거리, 초점-피부 거리를 사용하여 계산하였다. input DAP는 전단계 촬영 동안 측정된 면적선량 값을 입력하였다(Table 2). 이들 값을 입력하여 ICRP 103에 기초한 장기 흡수선량과 유효선량을 계산하고 주촬영시의 선량과 합하여 총 장기 흡수선량과 총 유효선량을 산출하여, 열형광선량계와 소아 두경부 인체모형 팬텀을 사용하여 얻은 유효선량 및 장기 흡수선량 값<sup>7)</sup>과 비교하였다.

## III. 결과

PCXMC 소프트웨어로 계산된 CBCT의 유효선량은

Table 2. Input values for dose calculation in PCXMC and PCXMCRotation software

	PCXMCRotation software	PCXMC software
Age	10 years	10 years
X-ray voltage	80 kV	80 kV
Filtration	2.8 mm Al equivalent	2.8 mm Al equivalent
Projection/ oblique angle of the central ray	-	0°/0°
Focus-to-reference point distance (FRD)	71.5 cm	-
Focus-to-skin distance (FSD)	-	66 cm
X-ray width × height at FRD/FSD	21.4 × 21.4 cm at FRD	19.7 × 19.7 cm at FSD
DAP value	Measured: 2385 mGy cm <sup>2</sup> Input: 6.625 mGy cm <sup>2</sup>	Measured: 88.7 mGy cm <sup>2</sup>
Reference points on X-, Y-, and Z-axes (cm)	(0, -3.0, 62.0)	(5.5, -3.0, 62.0)

Table 3. Effective doses calculated by PCXMC software and those measured using TLD and phantom

	Protocols of CBCT	C mode
$E_{PCXMC}$ ( $\mu$ Sv)	Scout	10.8
	Main CBCT	281.8
	Total	292.6
$E_{TLD}$ ( $\mu$ Sv)		292.5
Difference		0.03%

$E_{PCXMC}$ : effective dose calculated by the PCXMC software

$E_{TLD}$ : effective dose measured using TLD technology, published data<sup>7)</sup>

Difference:  $(E_{PCXMC} - E_{TLD}) / E_{TLD}$

Table 4. Absorbed organ doses at various organ and tissues calculated by PCXMC software and those measured using TLD and phantom

Organ/tissues	Cone-beam CT (C-mode)		
	$D_{PCXMC}$ ( $\mu$ Gy)	$D_{TLD}$ ( $\mu$ Gy)	Difference
Bone marrow	348	290	20%
Oesophagus	52	232	-78%
Thyroid	3094	3582	-14%
Bone surface	1613	1043	55%
Brain	1875	1671	12%
Salivary glands	2989	2685	11%
Skin	515	191	170%
Remainder			
Lymphatic nodes	690	145	376%
Muscle	161	145	11%
Extrathoracic airway	2079	2540	-18%
Oral mucosa	2403	2512	-4%

$D_{PCXMC}$ : absorbed organ dose calculated by the PCXMC software

$D_{TLD}$ : absorbed organ dose measured using TLD technology, published data<sup>7)</sup>

Difference:  $(D_{PCXMC} - D_{TLD}) / D_{TLD}$

292.6  $\mu$ Sv, 열형광선량계와 10세 소아 두경부 팬텀을 사용하여 측정된 유효선량은 292.5  $\mu$ Sv로 거의 차이가 없었다(Table 3).

PCXMC 소프트웨어로 계산된 장기의 흡수선량과 열형광선량계를 사용하여 측정된 흡수선량은 Table 4에서 볼 수 있다. PCXMC 소프트웨어로 계산된 흡수선량( $D_{PCXMC}$ )을 열형광선량계를 사용하여 측정된 흡수선량( $D_{TLD}$ )과 비교하기 위해,  $D_{TLD}$ 에 대한( $D_{PCXMC} - D_{TLD}$ ) 값

의 백분율을 구하였다. 그 백분율은 골수강, 골표면, 뇌, 타액선, 피부, 임파선, 근육에서 11%에서 376%까지 양의 값으로 나타났으며 식도, 갑상선, 외흉부기도, 구강 점막은 -4%에서 -78%까지 음의 값으로 나타났다.  $D_{TLD}$ 에 대한( $D_{PCXMC} - D_{TLD}$ ) 값의 백분율이 양의 값을 보이는 경우 즉  $D_{PCXMC}$ 가  $D_{TLD}$ 보다 크게 나타나는 장기 중 가장 큰 차이를 보여 주는 것은 임파선이었으며, 음의 값을 보이는 경우 즉  $D_{PCXMC}$ 가  $D_{TLD}$ 보다 작게 나타나는 장기 중

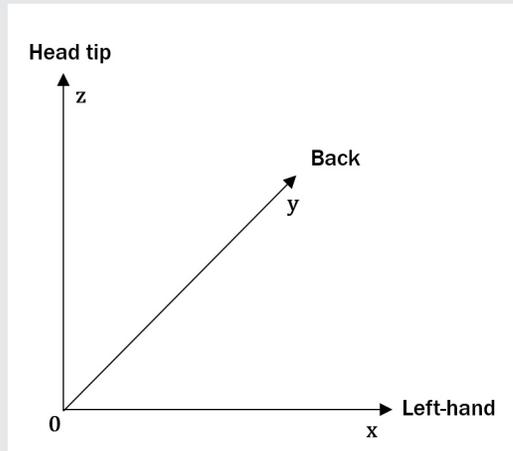


Fig. 3. This shows the positive direction of x, y, z axis of the phantom in PCXMC software.

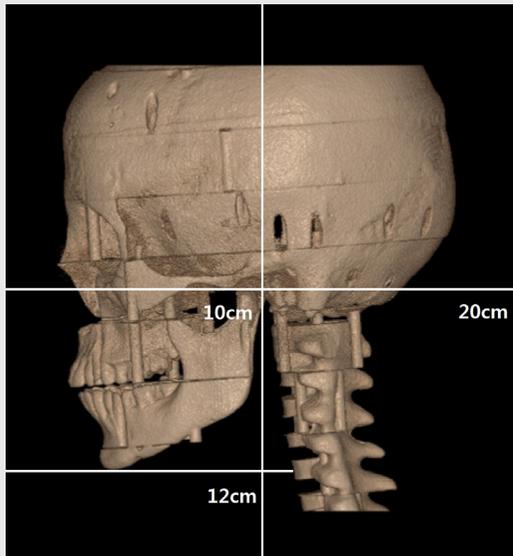


Fig. 4. Lateral image of 3-dimensionally reconstructed CBCT (C mode) of the anthropomorphic phantom was used for the determination of Yref value of the rotation center. The width of this image is 20.0 cm and the length from the left margin to most mid-anterior point of the cervical vertebrae 12.0 cm. Thus, the length from center to most mid-anterior point of cervical vertebrae is 2.0 cm. Meanwhile, the Y-axis value of the most mid-anterior point of cervical vertebrae inferior to the mandible was approximately -1.0. So Yref value of the rotation center was determined to be -3 cm.

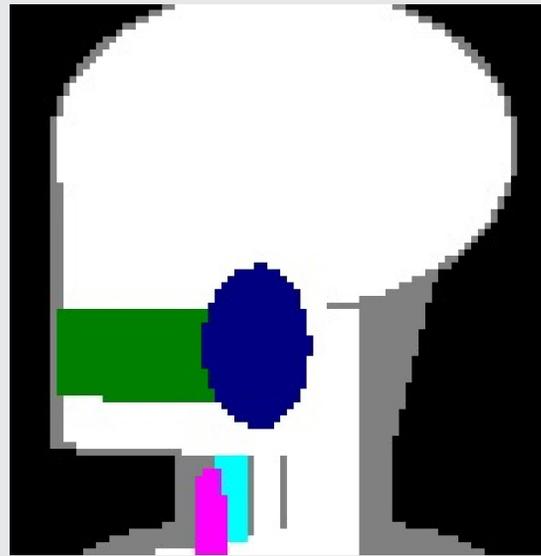


Fig. 5. This shows 'radiograph' image with z axis 62 cm on PCXMC program.

가장 작게 나타나는 장기는 식도였다.

유효선량에 기여도가 높은 기관인 골수, 갑상선, 타액선, 외흉부기도와 구강점막의 흡수선량은 -18%에서 20%까지의 차이를 보여 주었다.

#### IV. 고찰

PCXMC 소프트웨어는 X-선 검사할 때 환자의 장기 및 유효선량을 계산하는 Monte Carlo 기반 시뮬레이션 컴퓨터 프로그램<sup>18,26,27)</sup>으로, 정적인 상태에서 X-선 검사시 촬영 각도와 기타 촬영 프로토콜을 입력하여 선량을 계산할 수 있다. PCXMCRotation 소프트웨어는 회전하는 X선 장비에서 X선이 여러 방향에서 환자를 조사하는 경우에 쉽게 선량 계산을 할 수 있도록 고안된 인터페이스를 가진다. 본 연구에서는 PCXMCRotation 소프트웨어와 PCXMC 소프트웨어를 각각 CBCT 스캔의 주촬영, 전단계촬영의 선량 계산을 위해 사용하였다.

본 연구에서 소아에서의 CBCT의 유효선량을 PCXMC 소프트웨어를 사용하여 산출하고, 이를 열형광선량계와 10세 소아 두경부 인체모형 팬텀을 사용하여 얻은 선량 값과 비교해 본 결과, PCXMC 소프트웨어로 계산된 유효선량은 292.6  $\mu\text{Sv}$ , 열형광선량계와 인체모형 팬텀을 사용하여 측정된 유효선량은 292.5  $\mu\text{Sv}$ 로 거의 동일한 값을 보였다. Kim 등<sup>19)</sup>은 Alphard VEGA CBCT 장비의 3개 field of view (FOV)에서 성인에서의 유효선량을 PCXMC 소프트웨어와 열형광선량계 방법으로 각각 구하여 비교하였는데, PCXMC 소프트웨어로 계산된 유효선량은 181  $\mu\text{Sv}$ , 열형광선량계와 인체모형 팬텀을 사용하여 측정된 유효선량은 216  $\mu\text{Sv}$ 로, PCXMC 소프트웨어로 계산된 유효선량이 열형광선량계로 측정된 선량 값보다 16% 낮은, 유사한 값을 보여 주었다.

Koivisto 등<sup>18)</sup>은 Promax 3D CBCT 장비의 유효선량을 metal-oxide semiconductor field-effect transistor (MOSFET) 선량계와 PCXMC 시뮬레이션으로 구한 값을 비교하여, PCXMC 시뮬레이션으로 구한 유효선량값이 MOSFET 선량계로 구한 값과 17% 정도의 비교적 작은 차이를 보였다고 보고하였다. Kawasaki 등<sup>23)</sup>은 PCXMC 소프트웨어로 소아에서의 흉부 방사선촬영시 기관 및 유효선량을 계산하여, silicon photodiode 선량계를 사용한 팬텀내 선량 측정시스템으로 얻어진 값과 비교하였는데, PCXMC 소프트웨어로 얻어진 유효선량은 선량 측정시스템으로 얻어진 값의 23% 이내로 일치하여 이 소프트웨어의 유용성을 보여 주었다고 결론지었다.

본 연구에서 PCXMC 소프트웨어를 사용하여 산출한 유효선량은 열형광선량계로 측정된 유효선량과 거의 동일한 값을 보였으나, 장기 흡수선량은 다양한 양상을 보여 주었다. PCXMC 소프트웨어를 사용하여 산출한 흡수선량은 식도, 갑상선, 외흉부기도, 구강 점막에서 열형광선량계로 측정된 흡수선량보다 낮게 나오는데 반해, 골수강, 골표면, 뇌, 타액선, 피부, 임파선, 근육에서 높게 나타났다. 특히 임파선의 경우 열형광선량계로 측정된 흡수선량보다 376% 높은 값을 보였다. Kim 등<sup>19)</sup>은 동일 장비 C-mode의 CBCT촬영의 성인에서 PCXMC 소프트웨어를 사용시 장기 흡수선량은 뇌, 피부, 임파선에서는 높게, 나머지 조직 및 기관에서는 낮게 나타났으며, 특히 임파선의 경우 열형광선량계로 측정된 흡수선량보다 269% 높은 값을 보였다고 보고하였다. 두 연구에서 동일하게 임파선의 흡수선량이 PCXMC 소프트웨어를 사용하여 산출할 때, 열형광선량계로 측정할 때보다 훨씬 높게 나오는 것은 두 가지 방법 중 어느 것이 더 정확한지 알기 어려우나, 열형광선량계 측정의 경우 임파선 흡수선량을 위한 TLD 칩의 위치를 10개로 설정하여 방사선에 조사되는 조직 및 기관의 비율을 곱하여 산

출한 값으로 비교적 정확한 값으로 생각할 수 있었고, PCXMC 소프트웨어에서 흡수선량 산출값이 너무 높게 산정된 것으로 추정되었다. 다행히 방사선에 조사되는 조직 및 기관의 비율이 임파선의 경우 5%<sup>7-9,12)</sup>로, 유효선량에 기여하는 양이 작아 전체 유효선량에 큰 영향을 미치지 못하였다. PCXMC 소프트웨어로 산출한 흡수선량이 열형광선량계로 측정된 흡수선량보다 가장 낮게 나오는 기관은 식도로, 열형광선량계로 측정된 흡수선량보다 78% 낮게 산출되었다. 이는 Kim 등<sup>19)</sup>의 연구에서도 동일하게 식도의 PCXMC 소프트웨어로 산출한 흡수선량이 열형광선량계로 측정된 흡수선량보다 68% 낮게 산출되었다. 가능한 원인은 열형광선량계로 흡수선량 측정시 TLD 칩의 위치를 1개로 설정<sup>7-9,12)</sup>하여, 선량을 많이 흡수하는 상부 한 군데에서만 측정된 값으로 흡수선량을 결정했기 때문으로 생각되었으며, 따라서 열형광선량계 측정 선량이 부정확할 수 있는 것으로 생각되었다. 다행히 식도도 조직 및 기관의 비율은 10%<sup>7-9,12)</sup>로, 유효선량에 기여하는 양이 작아 전체 유효선량에 큰 영향을 미치지 못하였다.

CBCT 촬영시 방사선에 조사되는 조직 및 기관의 비율과 조직가중계수를 고려해 볼 때 골수, 갑상선, 타액선, 외흉부기도와 구강 점막이 유효선량에 가장 큰 기여를 하는 기관이다<sup>7,19)</sup>. PCXMC 소프트웨어로 계산된 이

들 장기의 흡수선량값은 열형광선량계로 측정된 선량값보다 -18%에서 20%까지의 차이를 보여 주었다. 골수와 타액선은 높게, 갑상선, 외흉부기도와 구강 점막은 낮게 나타났다. Kim 등<sup>19)</sup>의 연구에서 이들 장기는 -42%에서 -2%까지 모두 낮게 나타났으며, 두 연구 모두에서 외흉부조직이 가장 낮은 값을 보였다. 본 연구에서 유효선량에 큰 기여를 하는 조직 및 기관이 비교적 작은 차이를 보여, PCXMC 소프트웨어로 계산된 유효선량과 열형광선량계로 측정된 유효선량이 거의 동일한 값을 보인 것을 알 수 있었다.

유효선량을 구하는 일반적인 방법인 열형광선량계로 측정하는 경우에도 여러 단계에서 발생하는 차이, 예를 들어 선량계를 위치시키는 팬텀의 종류, 측정에 사용되는 선량계의 수, 팬텀 내 선량계의 위치, 촬영시 FOV의 위치 등에 의해 유효선량값의 차이가 발생된다<sup>13)</sup>. 본 연구에서 PCXMC 소프트웨어를 사용하여 산출한 조직 및 장기의 흡수선량은 다양한 양상을 보여 주었으나, 유효선량에 가장 큰 기여를 하는 주요 장기들은 -18%에서 20%까지의 차이로 큰 차이를 보이지 않았다. 또한 전체 유효선량값은 열형광선량계로 측정된 유효선량 값과 거의 동일한 값을 보여, PCXMC 소프트웨어는 소아에서 CBCT 스캔의 장기 흡수선량과 유효선량 측정에 사용될 수 있을 것으로 생각된다.

## 참 고 문 헌

1. Arai Y, Tammsialo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 1999;28:245-248.
2. Lofthag-Hansen S, Grondal K, Ekestubbe A. Cone-beam CT for preoperative implant planning in the posterior mandible: visibility of anatomic landmarks. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11:246-255.
3. Momin MA, Matsumoto K, Ejima K, Asaumi R, Kawai T, Arai Y, Honda K, Yosue T. Correlation of mandibular impacted tooth and bone morphology determined by cone beam computed topography on a premise of third molar operation. *Surg Radiol Anat* 2013;35:311-318.
4. Patel S, Dawood A, Whaites E, Ford T. New dimensions in endodontic imaging: part 1. Conventional and alternative radiographic systems. *Int Endod J* 2009;42:447-462.
5. Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Burmann A, Visser H, Hirsch E. Cone-

## 참고 문헌

- beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:640.e1-5.
- Radiation protection No. 172. Evidence based guidelines on cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. [Internet]. Luxembourg: European commission; 2012 [cited 2020 January 1]. Available from: <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/172.pdf>
  - 김은경. 소아환자에서 교정분석을 위한 콘빔CT 촬영시 유효선량에 관한 연구. *대한치의사협회지* 2015;53:558-568.
  - Ludlow JB, Davis-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35:219-226.
  - Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106:106-114.
  - Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol* 2009;82:35-40.
  - Loubele M, Bogaerts R, Van Dijk E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G, Jacobs R. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* 2009;71:461-468.
  - Qu XM, Li G, Ludlow JB, Zhang ZY, Ma XC. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;110:770-776.
  - Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Homer K, The SEDENTEXCT Project Consortium. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol* 2012;81:267-271.
  - Jeong DK, Lee SC, Huh KH, Yi WJ, Heo MS, Lee SS, Choi SC. Comparison of effective dose for imaging of mandible between multi-detector CT and cone-beam CT. *Imaging Sci Dent* 2012;42:65-70.
  - Kim DS, Rashsuren O, Kim EK. Conversion coefficients for the estimation of effective dose in cone-beam CT. *Imaging Sci Dent* 2014;44:21-29.
  - Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson D, Scheske MJ. Effective dose of dental CBCT — a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol* 2015;44:20140197.
  - Martin CJ. Effective dose: how should it be applied to medical exposures? *Br J Radiol* 2007;80:639-647.
  - Koivisto J, Kiljunen T, Tapiovaara M, Wolff J, Kortesiemi M. Assessment of radiation exposure in dental cone-beam computerized tomography with the use of metal-oxide semiconductor field-effect transistor (MOSFET) dosimeters and Monte Carlo simulations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2012;114:393-400.
  - Kim EK, Han WJ, Choi JW, Battulga B. Estimation of the effective dose of dental cone-beam computed tomography using personal computer-based Monte Carlo software. *Imaging Sci Dent* 2018;48:21-30.
  - Vassileva J, Stoyanov D. Quality control and patient dosimetry in dental cone beam CT. *Radiat Prot Dosimetry* 2010;139:310-312.
  - Aps JK, Scott JM. Oblique lateral radiographs and bitewings; estimation of organ doses in head and neck region with Monte Carlo calculations. *Dentomaxillofac Radiol* 2014;43:20130419.
  - Lee C, Lee SS, Kim JE, Huh KH, Yi WJ, Heo MS, Choi SC. Comparison of dosimetry methods for panoramic radiography: thermoluminescent dosimeter measurement versus personal computer-based Monte Carlo method calculation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2016;121:322-329.
  - Kawasaki T, Aoyama T, Yamauchi-Kawaura C, Fujii K, Koyama S. Organ dose and effective dose estimation in paediatric chest radiographic examinations by using pin silicon photodiode dosimeters. *Radiat Prot Dosimetry* 2013;154:314-319.
  - Okano T, Matsuo A, Gotoh K, Yokoi M, Hirukawa A, Okumura S, Koyama S. Comparison of absorbed and effective dose from two dental cone beam computed tomography scanners. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi* 2012;68:216-225. (Article in Japanese)
  - Reeves TE, Mah P, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: a clinical application. *Dentomaxillofac Radiol* 2012;41:500-508.
  - Tapiovaara M, Siiskonen T. PCXMC, a Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examinations, 2nd ed. STUK-A231. [Internet] STUK. Helsinki; 2008 [cited 2020 January 1]. Available from <https://www.stuk.fi/documents/12547/474783/stuk-a231.pdf/c950e99c-3537-4344-bf76-07a54e5f1afa?t=1439557836831>.
  - Tapiovaara M. PCXMC 2.0 supplementary programs user's guide. [Internet] STUK. Helsinki; 2012 [cited 2020 January 1]. Available from [https://www.stuk.fi/documents/12547/474783/PCXMC\\_20\\_Supplementary\\_programs\\_UsersGuide.pdf/](https://www.stuk.fi/documents/12547/474783/PCXMC_20_Supplementary_programs_UsersGuide.pdf/)
  - The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann ICRP*. 2007;37(2-4):1-332.