

Image Evaluation according to Tube Current of X-ray Device for Intraoral Imaging

A Yeon Kim¹, Byungdu Jo^{2,3}, Seung-Jae Lee^{2,3,*}

¹Reach Dental Clinic

²Department of Radiological Science, Dongseo University

³Center for Radiological Environment & Health Science, Dongseo University

Received: August 09, 2023. Revised: August 25, 2023. Accepted: August 31, 2023.

ABSTRACT

The radiation dose received by the patient varies according to the tube current and time used during dental intraoral imaging. A large amount of tube current is required for image quality, but the radiation dose to the patient increases accordingly. Therefore, in this study, the optimal amount of tube current that can reduce the radiation dose received by the patient while securing the image quality was calculated through the evaluation of the image quality according to the tube current used during intraoral imaging through simulation. The average tube current, time, and tube voltage presented in the Guidelines for Diagnostic Reference Level for intraoral radiography were used as basic imaging conditions, and images were obtained when only the tube current was changed, and then the optimal tube current was compared and analyzed with the basic image quantity was calculated. Images were obtained by changing the tube current to 0.1, 0.5, 1, 2, 3, 4 and 5 mA under the basic conditions of 63 kV, 6 mA, and 0.29 s. The obtained image was evaluated for structural similarity index with the image taken under the condition of 6 mA using the ICY program. As a result, even under the condition of 0.5 mA tube current, the index of structural similarity with the image of 6 mA was evaluated to be high. Based on these results, it is considered that the radiation dose given to the patient can be greatly reduced if imaging is performed at 0.5 mA instead of 6 mA during dental intraoral imaging.

Keywords: Dental radiography, Tube current, Radiation dose, Simulation

I. INTRODUCTION

윈트겐이 X-선을 발견한 이후, X-선에 대한 이용은 증가하고 있으며, 현대 의료 기술에서 X-선을 통한 진단과 치료는 필수로 여겨지고 있다^[1]. 인체의 모든 장기 및 기관에 대해 X-선을 이용한 검사가 시행되고 있으며, 이를 통해 질병의 진단과 치료가 이루어지고 있다. 질병의 진단을 위해 필수적으로 사용되는 방사선은 인체에 피폭이 이루어지고 있으며, 방사선으로 인한 피폭은 여러 위험성을 동반한다^[2]. 의학 기술의 발전으로 방사선에 대한

이용은 증가하고 있으며, 이로 인해 증가하는 피폭을 줄이기 위한 연구도 활발히 시행되고 있다^[3-7]. 치과에서 진단을 위해 사용하는 X-선 촬영에서 발생하는 피폭량은 미미하나, 방사선에 의해 수반되는 피폭에 대해 사회적인 관심도의 증가에 따라 치과 촬영으로 인한 방사선 피폭에 대한 연구도 활발히 이루어지고 있다^[8-14].

본 연구에서는 치과 구내 촬영 시, 환자가 받는 피폭선량을 감소시키기 위해 구내 촬영용 X-선 장치에 사용되는 관전류에 따른 영상을 평가하였다. 관전류에 따라 X-선의 발생량이 변화되며, 인체에

* Corresponding Author: Seung-Jae Lee

E-mail: sjlee@gdsu.dongseo.ac.kr

Tel: +82-51-320-2719

Address: Jurye-ro 47, Sasang-gu, Busan, Republic of Korea

조사되는 X-선의 양에 따라 환자가 받는 피폭량은 달라진다. 이에 사용하는 관전류를 감소시킴으로써 환자의 피폭선량을 감소시킬 수 있다. 그러나 관전류를 감소시킴에 따라 영상의 질은 감소되므로, 영상의 질을 확보하고 환자의 피폭선량은 감소시킬 수 있는 최적의 관전류 값을 찾고자 한다. 이를 위해 관전압에 따라 발생된 X-선의 각 에너지에 대한 광자의 수를 산출하고, 전체적인 에너지스펙트럼을 생성할 수 있는 SPEKTR^[15] 시뮬레이션 툴을 사용하여 방사선원을 생성하였다. SPEKTR을 통해 생성한 방사선원을 GATE^[16] 시뮬레이션 툴에 적용하여 관전류에 따른 영상 평가를 수행하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 시스템 설계

치과 촬영 시 구내 촬영용 X-선 장치의 관전류에 따른 영상을 평가하기 위해 구내 촬영 조건을 바탕으로 시스템을 설계하였다. Fig. 1과 같이 X-선이 발생하는 지점으로부터 250 mm에 구내 촬영용 센서가 위치하고, 센서 전면에는 치아 팬텀을 위치시켰다. X-선 초점과 센서 사이에는 콜리메이터를 설계하여 X-선의 조사야를 제한하였다. X-선 조사야는 입사하는 X-선이 센서 크기에 맞도록 하기 위해 20 mm × 30 mm로 설정하였다. 치아 팬텀은 지름 10 mm × 20 mm 높이를 지닌 원기둥 형태로 설계하였으며, 뼈 물질로 설정하였다. 센서는 26 mm × 36 mm × 0.25 mm의 섬광체 물질로 구성하여 영상을 획득하도록 설계하였다.

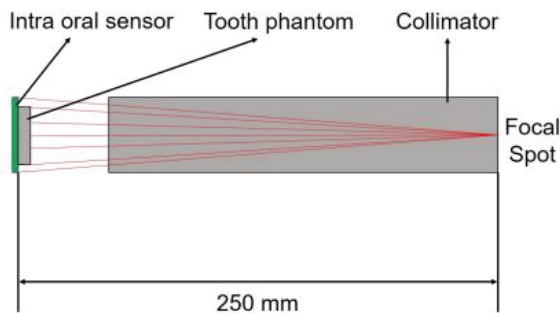


Fig. 1. The structure of X-ray device for intraoral imaging.

2. 촬영 조건 설정

관전류에 따른 영상의 질 평가를 위해 GATE 시뮬레이션에 구내 촬영용 X-선 장치의 촬영 조건을 설정하였다. 치과 촬영의 진단참고수준 가이드라인^[17]에서 분석된 평균 촬영 조건인 63 kV, 6.0 mA, 0.29 s의 조건을 기본으로 관전류의 값을 이보다 작게 설정하여 시뮬레이션을 수행하였다. 관전류의 값은 0.1, 0.5, 1, 2, 3, 4, 5, 6 mA로 변경하고, 나머지 조건에 대해서는 모두 동일하게 설정하여, 관전류의 변화에 따른 영상의 평가를 수행하였다.

3. 영상 분석

관전류 6 mA에 대한 영상 대비 다른 관전류 영상들의 차이를 비교·분석하기 위해 Mean Square Error (MSE), Peak Signal-to-Noise Ratio (PSNR)^[18], Structural Similarity Index Map (SSIM)^[19]을 ICY 프로그램^[20]을 통해 측정하였다.

MSE는 평균 제곱 오차로써 영상 픽셀값들의 차이에 대한 측정값을 나타낸다. 원본 영상과 비교 영상 사이의 픽셀값 차이를 측정할 수 있으며, Eq. 1을 통해 계산할 수 있다.

$$MSE = \frac{\sum_{M,N} \{I_1(x,y) - I_2(x,y)\}^2}{MN} \quad (1)$$

여기서, M과 N은 영상의 X축 및 Y축의 픽셀 수를 나타내고, x 및 y는 I₁ 및 I₂ 영상의 좌표를 나타낸다.

PSNR은 최대 신호대 잡음비를 나타내며, 신호가 가질 수 있는 최대 신호에 대한 잡음의 비를 나타낸다. 원본 영상과 비교 영상의 화질에 대한 손실 정보를 평가할 수 있으며, 손실이 적을수록 높은 값을 나타낸다. Eq. (2)을 통해 계산할 수 있다.

$$PSNR = 10 \log \frac{s^2}{MSE} \quad (2)$$

여기서, s는 영상에서 픽셀의 최대 값을 나타낸다.

SSIM은 구조적 유사 지수를 나타내는 것으로 원본 영상에 대한 유사도를 측정할 수 있다. SSIM의 값은 0 ~ 1로 표현되며, 동일할 경우 1의 값으로 측정된다. 이는 Eq. 3을 통해 계산할 수 있다.

$$SSIM(x,y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + c_1)(2\sigma_{xy} + c_2)}{(2\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2)} \quad (3)$$

여기서, x 및 y는 각 원본 영상과 비교 영상을 의미하며, μ_x 와 μ_y 는 각각 원본 및 비교 영상의 픽셀 값의 평균을 나타내고, σ_x^2 와 σ_y^2 는 각 원본 및 비교 영상의 픽셀 값의 분산을 나타낸다. 그리고 σ_{xy} 는 원본과 비교 영상의 픽셀 값의 공분산을 나타낸다. c_1 및 c_2 는 각각 $(k_1L)^2$, $(k_2L)^2$ 을 나타내며, k_1 및 k_2 는 각각 0.01과 0.03의 기본 값을 지니며, L은 픽셀 값의 동적 범위를 나타내며, 8비트 영상일 경우 255로 주어진다.

III. RESULT

1. X-선 에너지스펙트럼 및 영상 획득

X-선의 에너지스펙트럼을 획득할 수 있는 시뮬레이션 툴인 SPEKTR을 사용하여 구내 촬영용 X-선 장치에서 63 kV의 관전압에 대한 에너지별 광자수를 획득하였다. Fig. 2에 에너지스펙트럼을 나타냈으며, 이는 100 cm 거리에서 X-선 에너지별로 광자수/mm²/mAs를 나타낸다.

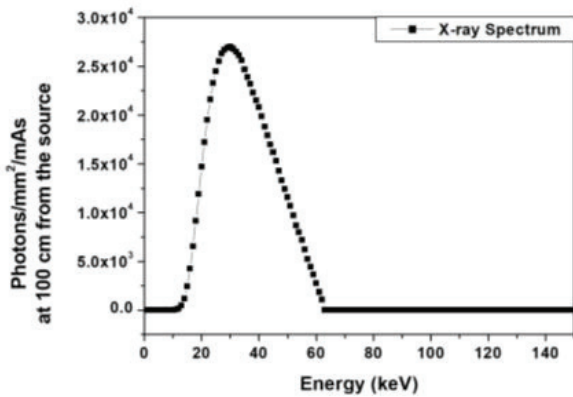


Fig. 2. Energy spectrum for a tube voltage of 63 kV obtained through SPEKTR simulation.

획득한 에너지스펙트럼을 GATE 시뮬레이션에 방사선원으로 사용하여 구내 촬영용 X-선 장치를 통해 각 관전류에 따른 영상을 획득하였다. 획득한 치아 팬텀에 대한 영상을 Fig. 3에 나타내었다. 모든 영상에서 치아 팬텀을 명확히 확인할 수 있다.

2. 영상 분석 및 평가

획득한 치아 팬텀을 육안으로 확인할 경우 대부분의 관전류에서 비슷한 영상으로 확인된다. 육안으로 비슷한 영상들을 정량적으로 분석 및 평가를 위해 ICY 프로그램을 사용하여 MSE, PSNR, SSIM에 대한 분석을 수행하였다. 관전류의 기본 촬영 조건인 6 mA에 대한 영상과 다른 관전류 사용 영상과의 비교를 통해 각 관전류 영상들과의 품질 차이에 대해 평가하였다. Table 1은 6 mA 영상과의 MSE, PSNR, SSIM 분석을 진행한 각 관전류 영상들의 결과 값을 나타낸다.

Table 1. The result of image quality metrics for MSE, PSNR, SSIM calculated using ICY

mA	MSE	PSNR	SSIM
0.1	70.89	29.62	0.85
0.5	1.28	47.06	0.99
1	2.53	44.09	0.98
2	11.21	37.63	0.98
3	2.87	43.56	0.98
4	2.77	43.70	0.98
5	22.90	34.53	0.97
6	0	-	1

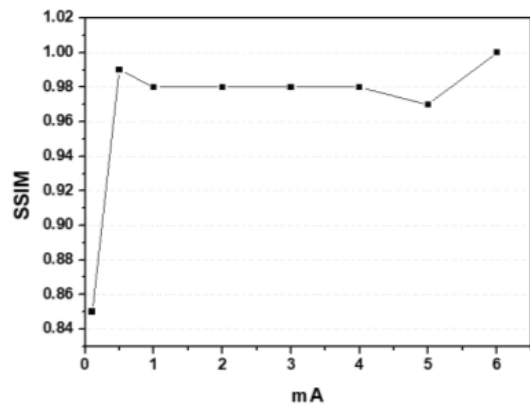


Fig. 4. SSIM analysis result of mA according to comparative analysis with 6 mA image.

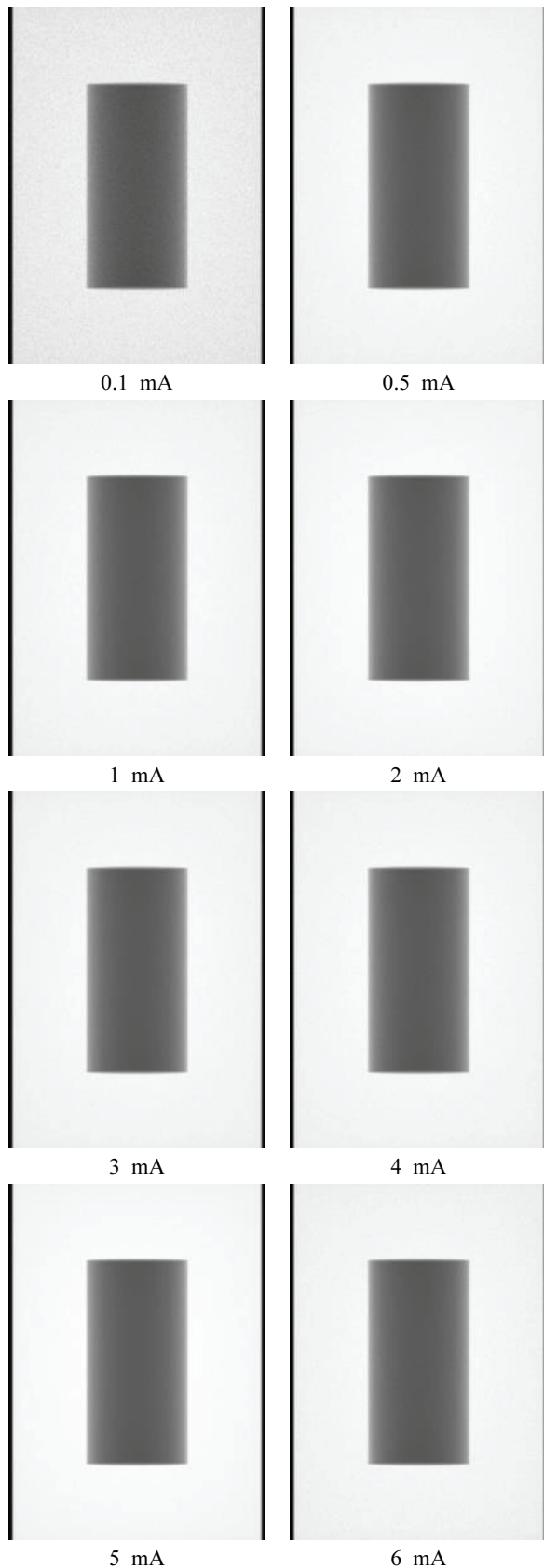


Fig. 3. Tooth phantom images for each tube current obtained by intraoral X-ray imaging device.

PSNR값이 증가하면 신호대 잡음비가 증가하여 MSE가 0에 가깝게 감소하고, 영상이 매우 부드러워지는 것을 육안으로 인식할 수 있었다. 그러나 PSNR이 높다고 해서 반드시 더 나은 결과를 반영하는 것은 아니다^[21]. 이에 영상 픽셀의 구조적 차이, 휘도, 대조도 모두를 반영하여 영상의 유사도를 결정하는 SSIM을 측정하였으며, 그 결과 관전류가 0.5 mA 이상에서 기준 영상과 동일한 1에 가까운 것을 확인할 수 있다. 반면, 관전류 감소에 따라 영상 품질 비교에서는 MSE 값이 높아지고, PSNR 값은 낮아지며, SSIM 값이 1과 멀어지는 결과를 나타냈다. Fig. 4를 보면 기준 영상과의 비교에서 관전류가 0.5 mA 까지는 종합적 영상 품질 분석의 큰 차이가 없는 결과를 보였다. 그러나 관전류 0.1 mA 일 경우에는 SSIM에서 큰 차이를 나타낸 결과를 보였으며, 이는 영상의 품질 차이가 발생한 것으로 확인할 수 있다.

IV. DISCUSSION

치과 구내 촬영 조건에서 환자의 피폭선량과 밀접한 관련이 있는 관전류에 따른 영상의 품질 평가를 수행하였다. 육안으로 구분되지 않은 영상의 품질 차이를 ICY 프로그램을 통해 여러 영상 분석 과정을 수행하여 정량적으로 분석할 수 있었다. 촬영 조건 중에서 관전류의 양이 감소하면 환자에게 가해지는 피폭량은 줄어들게 된다. 관전류 변화에 따른 영상의 품질 평가 결과 기준 영상인 6 mA의 관전류를 사용하여 획득한 영상과 0.5 mA의 관전류를 사용하여 획득한 영상의 SSIM을 통한 품질 차이가 미미한 것으로 산출되었다.

V. CONCLUSION

X-선의 발견 이후 다양한 분야에 방사선을 사용하고 있다. 진단 및 치료 등 의학분야 뿐만아니라 다양한 산업 분야에 사용되고 있다. 방사선을 사용하는 산업이 발전함에 따라 인체가 받는 피폭량 또한 증가하고, 이를 관리하기 위한 여러 활동이 이루어지고 있다. 본 연구에서는 치과 방사선 촬영 시 환자가 받는 피폭량의 감소를 위해, 기존에 사용되던 X-선 촬영 조건의 변경을 통해 피폭량을 감

소시키고자 하였다. 기준 영상인 6 mA로 촬영된 영상과 이보다 더 낮은 관전류의 사용으로 촬영된 영상들을 비교·평가하여, 구내 촬영 시 더 낮은 관전류 사용의 가능성을 확인하였다. 그 결과 기준 영상에 비해 1/30 수준으로 관전류를 사용함에도 기준 영상과 품질의 차이가 미미한 영상을 획득할 수 있었다. 이는 환자에게 가해지는 피폭량 또한 동일한 수준으로 감소시킬 수 있음을 의미한다. 영상의 품질만을 위한 촬영 조건의 사용에서 환자의 피폭량을 줄일 수 있는 조건을 사용한다면 안전한 방사선 사용이 이루어질 수 있을 것이다.

Acknowledgement

이 논문은 2023년도 동서대학교 “Dongseo Cluster Project” 지원에 의하여 이루어진 것임 (DSU-20230003).

Reference

[1] S. R. Hwang, "The need for developing guidelines for radiation protection in dental institutions", *Journal of Korean Academy of Oral Health*, Vol. 43, No. 2, pp. 92-99, 2019. <https://doi.org/10.11149/jkaoh.2019.43.2.92>

[2] National Evidence-Based Healthcare Collaborating Agency, "A study on the establishment of a system and method for managing the patient's diagnostic radiation exposure dose", 2016.

[3] D. Seo, K. H. Kim, J. S. Kim, S. Han, K. Park, J. M. Kim, "Evaluation of radiation doses in patient and medical staff during endoscopic retrograde cholangiopancreatography procedures", *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 168, No. 4, pp. 516-522, 2016. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncv373>

[4] S. Lee, K. Kim, H. Ha, I. Im, J. Lee, H. Park, B. Kwak, Y. Yu, "Evaluation of Radiation Exposure Dose for Examination Purposes other than the Critical Organ from Computed Tomography: A base on the Dose Reference Level (DRL)", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 7, No. 2, pp. 121-129, 2013. <https://doi.org/10.7742/jksr.2013.7.2.121>

[5] A. V. B. Castilho, D. Szjenfeld, D. Nalli, V.

Fornazari, A. C. Moreira, R. B. Medeiros, "A Study of Radiation Doses to the Patient and Medical Team at Embolization Procedures", *Journal of Radiation Protection and Research*, Vol. 44, No. 3, pp. 110-117, 2019. <https://doi.org/10.14407/jrpr.2019.44.3.110>

[6] J. Ko, Y. Kim, "Evaluation of effective dose during X-ray training in a radiological technology program in Korea", *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*, Vol. 11, No. 4, pp. 383-392, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.jrras.2018.08.001>

[7] H. W. Kwon, J. P. Kim, H. J. Lee, J. C. Paeng, J. S. Lee, G. J. Cheon, D. S. Lee, J. K. Chung, K. W. Kang, "Radiation Dose from Whole-Body F-18 Fluorodeoxyglucose Positron Emission Tomography/Computed Tomography: Nationwide Survey in Korea", *Journal of Korean Medical Science*, Vol. 31, No. S1, pp. S69-S74, 2016. <http://dx.doi.org/10.3346/jkms.2016.31.S1.S69>

[8] W. J. Han, "Absorbed and effective dose for periapical radiography using portable and wall type dental X-ray machines", *Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, Vol. 50, No. 3, pp. 184-190, 2012. <http://dx.doi.org/10.4047/jkap.2012.50.3.184>

[9] C. H. Lim, S. C. Kim, H. R. Jung, D. H. Hong, I. G. You, C. S. Jeong, "The Study for Radio Protection According to a Possible Danger of Exposure During dental X-ray Examination", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 5, No. 5, pp. 237-244, 2011. <http://dx.doi.org/10.7742/jksr.2011.5.5.237>

[10] Y. J. Oh, G. R. Hong, S. Y. Lee, "Study on the Exposure Field of Head and Neck with Measurement of X-ray dose Distribution for Dental Panoramic X-ray System", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 9, No. 1, pp. 17-21, 2015. <http://dx.doi.org/10.7742/Jksr.2015.9.1.17>

[11] I. W. Park, W. Jeung, H. Hwang, S. Lim, D. Lee, I. Im, J. Lee, H. Park, B. Kwak, Y. Yu, "A Study on the Patient Exposure Doses from the Panoramic Radiography using Dentistry", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 7, No. 1, pp. 17-24, 2013. <http://dx.doi.org/10.7742/jksr.2013.7.1.017>

[12] W. Jeon, D. Han, "Evaluation the absorbed dose in brain of dental radiography", *Journal of the Korean*

- Society of Radiology, Vol. 5, No. 6, pp. 343-349, 2011.
- [13] E. M. T. Nury, B. S. Ibrahim, "Evaluation Effective Dose for Patients Undergoing Dental X-Ray Examination", *Erbil Dental Journal*, Vol. 1, No. 2, pp. 117-124, 2018. <https://doi.org/10.15218/edj.2018.16>
- [14] A. Y. Kim, S. J. Lee, "A Study on the Reduction of Absorbed Dose through the Insertion of a Shielding Material in the Intraoralsensor of Dental Radiography", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 16, No. 3, pp. 273-279, 2022. <https://doi.org/10.7742/jksr.2022.16.3.273>
- [15] J. Punnoose, J. Xu, A. Sisniega, W. Zbijewski, J. H. Siewerdsen, "Technical Note: SPEKTR 3.0 - A computational tool for x-ray spectrum modeling and analysis", *Medical Physics*, Vol. 43, No. 8, pp. 4711-4717, 2016. <https://doi.org/10.1118/1.4955438>
- [16] S. Jan, D. Benoit, E. Becheva, T. Carlier, F. Cassol, P. Descourt, T. Frisson, L. Grevillot, L. Guigues, L. Maigne, C. Morel, Y. Perrot, N. Rehfeld, D. Sarrut, D. R. Schaart, S. Stute, U. Pietrzyk, D. Visvikis, N. Zahra, I. Buvat, "GATE V6: a major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 56, No. 4, pp. 881-901, 2011. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/4/001>
- [17] Korea Disease Control and Prevention Agency, "Diagnostic reference level guideline dental imaging(intraoral, panoramic, CBCT)", 2019.
- [18] Z. Wang, A. C. Bovik, "Mean squared error: Love it or leave it? A new look at Signal Fidelity Measures", *IEEE Signal Processing Magazine*, Vol. 26, No. 1, pp. 98-117, 2009. <https://doi.org/10.1109/MSP.2008.930649>
- [19] Z. Wang, A. C. Bovik, H. R. Sheikh, E. P. Simoncelli, "Image quality assessment: from error visibility to structural similarity", *IEEE Transactions on Image Processing*, Vol. 13, No. 4, pp. 600-612, 2004. <https://doi.org/10.1109/TIP.2003.819861>
- [20] F. D. Chaumont, S. Dallongeville, J. C. Olivo-Marin, "ICY: A new open-source community image processing software", 2011 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, Chicago, IL, USA, 2011. <https://doi.org/10.1109/ISBI.2011.5872395>
- [21] Q. Yang, Z. Chen, R. Tang, X. Deng, J. Wang, "Image Super-resolution Methods for FY-3E X-EUVI 195A Solar Images", *The Astrophysical Journal Supplement Series*, Vol. 265, No. 36, pp. 1-13, 2023. <https://doi.org/10.3847/1538-4365/acb3b9>

구내 촬영용 엑스선 장치의 관전류에 따른 영상 평가

김아연¹, 조병두^{2,3}, 이승재^{2,3,*}

¹리치치과의원

²동서대학교 방사선학과

³동서대학교 방사선보건환경연구센터

요 약

치과 구내 촬영 시 사용하는 관전류 및 시간에 따라 환자가 받는 피폭선량은 달라진다. 영상의 질을 위해서는 많은 양의 관전류가 필요하지만, 환자에게 부여되는 방사선량은 그만큼 높아진다. 이에 본 연구에서는 시뮬레이션을 통한 치과 구내 촬영 시 사용하는 관전류에 따른 영상의 질 평가를 통해 영상의 질을 확보하면서 환자가 받는 피폭선량은 감소시킬 수 있는 최적의 관전류 양을 산출하였다. 치과 구내 촬영의 진단참고수준 가이드라인에 제시된 평균 관전류와 시간 및 관전압을 기본 촬영 조건으로 사용하고, 관전류만 변화시켰을 때 영상을 획득한 후 기본 영상과의 영상의 질 비교·분석을 통해 최적의 관전류 양을 산출하였다. 기본 조건은 63 kV, 6 mA, 0.29 s로 하고 관전류를 0.1, 0.5, 1, 2, 3, 4, 5 mA로 변경시켜 영상을 획득하였다. 획득한 영상은 ICY 프로그램을 사용하여 6 mA의 조건으로 촬영한 영상과 구조적 유사지수를 평가하였다. 그 결과 0.5 mA의 관전류 조건에서도 6 mA의 영상과 구조적 유사지수가 높은 것으로 평가되었다. 이러한 결과를 바탕으로 치과 구내 촬영 시 6 mA가 아닌 0.5 mA로 촬영한다면 환자에게 부여되는 피폭선량을 매우 감소시킬 수 있을 것으로 판단된다.

중심단어: 치과 구내 촬영, 관전류, 피폭선량, 시뮬레이션

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	김아연	리치치과의원	치위생사
(공동저자)	조병두	동서대학교 방사선학과	교수
(교신저자)	이승재	동서대학교 방사선학과	교수