

# Head & Neck CT Scan Image Evaluation for Implant Surgery Patients

Hyung-Seok Hwang<sup>1</sup>, Kyung-Wan Kim<sup>1</sup>, In-Chul Im<sup>2,\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Inje University Haeundae Paik Hospital

<sup>2</sup>Department of Radiological Science, Dongeui University

Received: November 01, 2023. Revised: November 20, 2023. Accepted: November 30, 2023.

## ABSTRACT

This study attempted to determine the optimal algorithm after quantitatively analyzing noise, SNR, and CNR measurements by reconstructing four algorithms (Standard, Soft, Bone, and Detail) from head and neck CT images of patients who underwent implant surgery. As an analysis method, pixel values were calculated through the region of interest in the reconstructed image using the Image J program. For noise, SNR, and CNR, the region of interest was measured at the location of the pharynx, masseter muscle, and parotid gland in the image, and the mean and SD values were obtained. The values of SNR and CNR were calculated based on the given formula. As a result, the standard algorithm showed the lowest noise and the highest SNR. CNR was highest in the Soft algorithm, but showed no significant difference from the Standard algorithm.

Therefore, it is believed that the Standard algorithm is the optimal algorithm for examining patients wearing intraoral implants in head and neck CT examinations. We hope that the data from this study will be used as basic data for image evaluation in head and neck CT examinations, and that the quality of images will be further improved through various algorithm changes. It is believed that this will be an opportunity to do so.

Keywords: Implant, Head & Neck CT, Algorithm, Region of interest

## I. INTRODUCTION

두경부 컴퓨터단층촬영(Computed tomography, CT)은 경부의 일반적인 검사, 종양 및 염증성 질환, 기도(air way)의 침범 등을 관찰하기 위해 시행한다. 환자자세는 바로누운자세(supine)로 조영제 사용으로 시행하는 것으로 하고 있다. 스캔범위(scan range)는 흉골절흔(sternal notch)부터 터어키안(sellar) 1 cm 위까지 3 mm의 슬라이스 두께와 간격으로 스캔한다<sup>[1]</sup>. 두경부 CT의 경우 치아의 보철물이나 충전재(브라켓(Bracket), 크라운(Crown), 밴드(Bands), 아말감(Amalgam) 등)와 같은 금속성 임플란트(Metal implant)는 재질적 문제로 인해 인공음영(Artifact)을 발생시키며 영상정보를 왜곡시킬 뿐 아니라 판독의 정확도를 저하시키는 요인<sup>[2]</sup>으로 임

플란트에 의해 생긴 아티팩트는 인근 주위 장기를 보고자 하는데 어려움이 있다. 이런 심각한 인공물들을 줄이고자 다양한 기술적 방법<sup>[3]</sup>들이 시도되었고 많은 성공을 거두어왔다<sup>[4-7]</sup>.

특히 금속성 임플란트에서 생기는 직선형 아티팩트(Streak artifact)는 CT 영상에서 진단정보를 얻는데 큰 방해가 될 수 있어 CT 영상의 다양한 이용에 한계의 문제점으로 충분히 인식되어지고 있다<sup>[8,9]</sup>. 이를 해결하기 위해 환자 몸속에 위치한 인공물들 줄이는 데 주 목적으로 개발된 프로그램인 정형외과 임플란트의 금속 아티팩트 감소(Metal artifact Reduction for Orthopedic Implants, O-MAR)를 사용하고 있다<sup>[10]</sup>. 그럼에도 불구하고 O-MAR 알고리즘은 모든 인공물을 완벽하게 제거할 수 없고 모든 경우에 적용할 수 없다는 단점이 있다. 따라서 부

\* Corresponding Author: In-Chul Im

E-mail: icim@deu.ac.kr

Tel: +82-51-890-2678

가적으로 O-MAR 사용하면서 부위별 검사에 적절한 알고리즘을 선택한다면 더 좋은 영상을 얻을 수 있을 것으로 판단된다. 최근 들어 이를 뒷받침하기 위한 CT장비별로 특정한 질환을 잘 나타낼 수 있는 알고리즘들이 많이 개발되고 있는 추세이며 이에 대한 연구가 급속하게 진행되고 있다<sup>[11-13]</sup>. 또한 영상 화질평가로 노이즈(Noise)에 대한 관심이 높아져 필수적인 요소로 자리 잡고 있다<sup>[14]</sup>. 이는 정확한 진단과 치료를 위한 질적 향상의 영상은 필수적이다. 또한 신호대잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR)와 대조도대잡음비(Contrast to Noise Ratio, CNR)에 대한 정량적 평가를 하는 것에도 관심이 높아지고 있는 추세이다<sup>[15]</sup>.

따라서 본 연구에서는 두경부 CT에서 영상을 4개의 알고리즘(Standard, Soft, Bone, Detail)에 적용시켜 재구성한 영상을 Image J 프로그램에 이용하여 인두 주위 장기(인두, 깨물근, 턱밑샘)의 Noise, SNR, CNR 측정값을 분석한 후 최적의 알고리즘을 알아보려고 하였다.

## II. MATERIALS AND METHODS

### 1. 연구대상

Somatom Drive 128 channel Dual source CT (Siemens 2016, Germany) 장비로 사용하였으며 부산지역 P병원 치아 임플란트를 한 두경부 CT를 시행한 성인 10명을 대상으로 하였다.

### 2. 검사방법

관전압 120 kV, 관전류 140 mAs, 슬라이스 두께 3 mm, Pitch 0.8, 회전시간(Rotation time) 1.0 sec, 자동노출 제어장치(Automatic exposure control, AEC)로 조사되었으며 조영제는 2 cc/kg, total 100 cc를 사용하였다.

### 3. 영상분석

첫째, 4개의 알고리즘을 이용하여 영상을 재구성하였다. 둘째, Image J 프로그램을 이용하여 재구성한 영상에 관심영역을 통하여 픽셀값을 계산하였다. 셋째, 측정부위는 아티팩트가 존재하면서 인두, 깨

물근, 귀밑샘이 잘 나타난 영상에 관심영역(Region Of Interest, ROI)의 평균(mean)값과 표준편차(standard deviation, SD)값을 구하였다. 넷째, 평가로는 인두는 Noise, 깨물근, 귀밑샘은 Noise, SNR, CNR로 평가하였다. 인두의 측정범위는 인두 바로 윗부분을 설정하였다. 다섯째, 배경잡음(Background)은 타당성을 확보하고자 오른쪽, 왼쪽 깨물근(Masseter muscle, Mm), 귀밑샘(Protid gland, Pg) 양쪽 평균값으로 하였으며 정확한 해부학적 위치는 Fig. 1에 나타내었다. 여섯째, SNR과 CNR의 값은 주어진 Eq. (1), (2)에 의거하여 산출하였다.

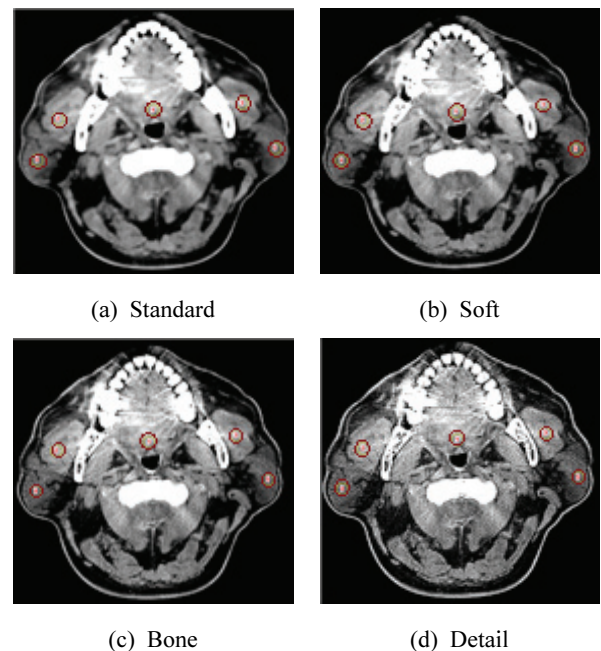


Fig. 1. Image measurement area by algorithm.

#### 3.1. 노이즈(Noise)

인두, 깨물근, 귀밑샘에 관심영역(ROI) 신호강도의 표준편차를 Noise로 평가하였다<sup>[16]</sup>.

#### 3.2. 신호대잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR)

신호 강도를 알아보기 위해 깨물근, 귀밑샘의 신호대잡음비를 평가하였다. 배경잡음은 동일한 단면에서 주위 조직의 표준편차(SD)로 정의하여 측정하였으며 SNR은 신호강도(SI)를 주위 조직의 표준편차로 나누어 구하였다<sup>[17]</sup>.

$$SNR(Mm) = \frac{SI_{Mm}}{SD_{Pg}} \cdot SNR(Pg) = \frac{SI_{Pg}}{SD_{Mm}} \quad (1)$$

Mm : 깨물근(Masseter muscle)

Pg : 귀밑샘(Protid gland)

### 3.3. 대조도대잡음비(Contrast to Noise Ratio, CNR)

깨물근과 주위 조직 귀밑샘의 대조도대잡음비를 평가하였다. 배경잡음은 동일한 단면에서 주위 조직의 표준편차(SD)로 정의하여 측정하였으며 CNR은 보고자하는 조직의 신호강도(SI)를 주위 조직의 신호강도(SI) 차이를 주위 조직의 표준편차로 나누어 값을 구하였다<sup>17)</sup>.

$$CNR(Mm) = \frac{SI_{Mm} - SI_{Pg}}{SD_{Pg}} \cdot CNR(Pg) = \frac{SI_{Pg} - SI_{Mm}}{SD_{Mm}} \quad (2)$$

Mm : 깨물근(Masseter muscle)

Pg : 귀밑샘(Protid gland)

## 4. 통계분석

Statistical Package for Social Science for Window™ release 25.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 이용하여 통계 처리를 하였다. Noise, SNR, CNR은 일원배치 분산분석(one-way ANOVA)을 통해 비교분석하였으며, 피어슨 상관관계분석(Pearson's correlation coefficient analysis)을 사용하여 변수들 간의 관계를 평가하였다. 통계적 유의성은 p<0.05로 하였다.

## III. RESULT

### 1. 인두(Pharynx, Ph)

Ph의 알고리즘에 따른 노이즈의 측정값을 Table 1에 나타내었다. Standard(18.37), Soft(21.87), Bone(28.51), Detail(46.26)로 나타났다. 결과적으로 Standard < Soft < Bone < Detail 순으로 Standard 알고리즘에서 Noise가 가장 적게 나타났다. 노이즈는 통계적으로 p<0.05로 나타나 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<0.05).

Table 1. Pharynx Noise measures according to the algorithm

Ph					
Algorithm	Standard	Soft	Bone	Detail	F (p)
Noise	18.37	21.87	28.51	46.26	7.62 (0.001)

p<0.05

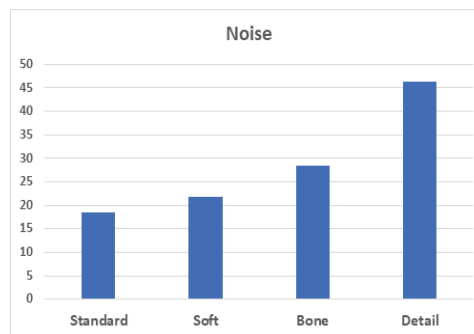


Fig. 2. Noise histogram of pharynx according to algorithm changes.

### 2. 깨물근(Masseter muscle, Mm)

Mm의 알고리즘에 따른 Noise, SNR, CNR의 측정값을 Table 2에 나타내었다. Standard(11.53, 11.21, 4.91), Soft(15.22, 10.53, 5.87), Bone(22.53, 6.34, 2.99), Detail(43.50, 3.47, 1.58)로 나타났다. 결과적으로 노이즈는 Standard < Soft < Bone < Detail 순으로 Standard 알고리즘에서 가장 적게 나타났다. SNR은 Standard > Soft > Bone > Detail 순으로 Standard 알고리즘에서 가장 높게 나타났으며 CNR은 Soft > Standard > Bone > Detail 순으로 Soft 알고리즘에서 가장 높게 나타났다. 노이즈, SNR, CNR은 통계적으로 p<0.05로 나타나 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<0.05).

Table 2. Masseter muscle Noise, SNR, CNR measures according to the algorithm

Mm					
Algorithm	Standard	Soft	Bone	Detail	F (p)
Noise	11.53	15.22	22.53	43.50	175.84 (0.000)
SNR	11.21	10.53	6.34	3.47	11.47 (0.000)
CNR	4.91	5.87	2.99	1.58	9.78 (0.000)

p<0.05

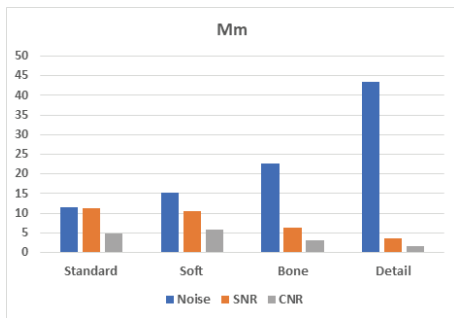


Fig. 3. Noise, SNR, CNR histogram of masseter muscle according to algorithm changes.

### 3. 귀밑샘(Protid gland, Pg)

Pg의 알고리즘에 따른 Noise, SNR, CNR의 측정값을 Table 3에 나타내었다. Standard(11.79, 6.45, 5.02), Soft(13.58, 4.16, 5.24), Bone(20.90, 3.11, 2.77), Detail(38.21, 1.66, 1.39)로 나타났다. 결과적으로 노이즈는 Standard < Soft < Bone < Detail 순으로 Standard 알고리즘에서 가장 적게 나타났다. SNR은 Standard > Soft > Bone > Detail 순으로 Standard 알고리즘에서 가장 높게 나타났으며 CNR은 Soft > Standard > Bone > Detail 순으로 Soft 알고리즘에서 가장 높게 나타났다. 노이즈, SNR, CNR은 통계적으로  $p < 0.05$ 로 나타나 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p < 0.05$ ).

Table 3. Protid gland Noise, SNR, CNR measures according to the algorithm

Algorithm	Mm				F (p)
	Standard	Soft	Bone	Detail	
Noise	11.79	13.58	20.90	38.21	33.10 (0.000)
SNR	6.45	4.16	3.11	1.66	17.23 (0.000)
CNR	5.02	5.24	2.77	1.39	12.58 (0.000)

$p < 0.05$

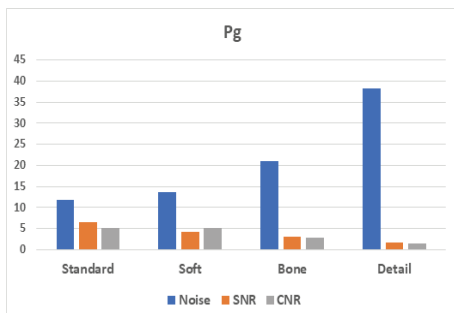


Fig. 4. Noise, SNR, CNR histogram of parotid gland according to algorithm changes.

### 4. 상관관계 분석

Noise, SNR, CNR간의 상관관계는 Table 4에 나타내었다. 결과적으로 Mm의 CNR과 SNR이 매우 상관관계가 높게 나타났다( $r=0.916$ ,  $p < 0.01$ ). 다음으로 Pg의 Noise와 Mm의 Noise가 높은 것으로 나타났다( $r=0.894$ ,  $p < 0.01$ ).

Table 4. Correlation analysis between noise, SNR, and CNR of masseter muscle and parotid gland

Variable	Masseter muscle (Mm)			Parotid gland (Pg)		
	Noise	SNR	CNR	Noise	SNR	CNR
Mm	Noise	1	-0.659**	-0.650**	0.894**	-0.697**
	SNR		1	0.916**	-0.798**	0.535**
	CNR			1	-0.806**	0.293
Pg	Noise			1	-0.526**	-0.782**
	SNR				1	0.261
	CNR					1

\* $p < .05$ , \*\* $p < .01$ , \*\*\* $p < .001$

## IV. DISCUSSION

본 연구는 임플란트 시술한 환자에 대한 두경부 CT 영상을 4개의 알고리즘(Standard, Soft, Bone, Detail)을 재구성하여 구강 내 주위 장기인 질환이 많이 발생할 수 있는 인두, 깨물근, 턱밑샘의 Noise, SNR, CNR 측정값을 정량적으로 분석한 후 최적의 알고리즘을 알아보려고 하였다. 일반적으로 영상은 Noise, SNR, CNR을 평가하는 것이 최적의 방법이다. 다만, 본 연구의 시사점은 특정 영역에서 정량값을 찾는데 의의를 두는 것이다. 이에 대하여 “김”<sup>[18]</sup> 등은 SNR, CNR에 대한 정량적인 값이 평가에 대한 신뢰성과 진단적 가치가 충분히 높다고 판단하고 있으며, 학술적으로 영상 평가의 우수성을 입증할 수 있는 방안이라고 의미를 부여하고 있다.

또한 구강 내 임플란트 환자의 CT영상은 아티팩트의 영향으로 주위 조직을 잘 볼 수가 없는 관계로 아티팩트를 줄이기 위해 O-MAR을 사용하면서 슬라이스 두께 등 다른 방법을 시도하기도 하였다. 그 예로 “김”<sup>[19]</sup> 등의 연구에 의하면 알고리즘 변화에 따른 영상의 질을 향상시키는 것 보다 슬라이스 두께를 조절하여 아티팩트를 감소하는 연구도 시

행되고 있었다. 하지만 본 연구에서는 알고리즘 변화를 선택하였다.

그 결과로 본 연구의 알고리즘 변화에 따른 결과로는 Standard 알고리즘에서 노이즈는 가장 낮게 나타났으며 SNR 또한 가장 높게 나타났다. CNR은 이와 달리 Soft 알고리즘에서 가장 높게 나타났으나 Standard 알고리즘과는 별 차이는 없는 것으로 나타났다. 이는 노이즈가 낮을수록 SNR과 CNR은 높게 나타난다는 것을 확인할 수 있었으며<sup>[20]</sup> 따라서 두경부 CT검사에서 구강내 임플란트 착용한 환자 검사에서는 Standard 알고리즘이 최적의 알고리즘이라고 할 수 있을 것으로 판단된다. 또한 제조사에 따라 사용되는 알고리즘에 차이가 있으나 최근에는 다양한 목적으로 사용할 수 있도록 알고리즘을 개발하고 있는 실정이다<sup>[21]</sup>.

본 연구의 제한점으로는 첫째, 임플란트의 재질에 따라 아티팩트 모양이나 크기가 달라져 Noise, SNR과 CNR의 값이 달라질 수 있다는 것이다. 둘째, 임플란트 삽입이 오른쪽과 왼쪽의 어느쪽에 삽입되어 있는가에 따라 달라질 수 있다는 점이다. 따라서 오른쪽과 왼쪽 삽입에 따라 평가가 이루어져야 할 것이다. 셋째, 구강 내 여러 장기가 있으나 심한 아티팩트로 인하여 다른 장기는 설정하기가 어려움이 있었다. 넷째, 정량적인 평가와 정성적인 평가를 동시에 하지 못하였다는 점과 아티팩트의 영향으로 관심영역 설정범위에 한계가 있었다. 추후 앞서 기술한 내용을 보완한다면 신뢰도 높은 데이터로 사용할 수 있을 것으로 사료된다.

결론적으로 CT장비의 발전으로 인해 Artifact와 Noise를 줄여주는 O-MAR 알고리즘을 사용하고 있으나 모든 인공물을 완벽하게 제거할 수 없는 실정이다. 따라서 구강내 임플란트를 착용한 환자 검사에서 O-MAR 사용함과 동시에 적절한 알고리즘을 선택한다면 영상 판독에 있어서 질 좋은 영상을 얻을 수 있을 것으로 생각된다.

## V. CONCLUSION

Standard 알고리즘에서 노이즈는 가장 낮게 나타났으며 SNR 또한 가장 높게 나타났다. CNR은 Soft 알고리즘에서 가장 높게 나타났으나 Standard 알고리즘과는 별 차이가 없었다.

따라서 두경부 CT검사에서 구강내 임플란트 착용한 환자 검사에서 Standard 알고리즘이 최적의 알고리즘이라고 사료되며 이 연구의 자료가 두경부 CT검사에서 영상 평가하는데 기초자료로 사용되기를 바라면서 다양하게 개발되어 있는 알고리즘의 적절한 사용으로 더욱 질 좋은 영상을 얻을 수 있는 계기가 될 것으로 판단된다.

## Reference

- [1] The Korean society of medical imaging technology, *Textbook of Computed Tomography*, Chung-Ku Publishing corporation, Sixth edition, p. 293, 2023.
- [2] H. J. Kim, "Study for Improving Image Quality by Reducing High Contrast(Metallic) Artifact in Head& Neck CT Scan", Department of Medical engineering Graduate School of Soonchunhyang University, Master of Engineering, pp. 10, 2010.
- [3] J. Hsieh, R. C. Molthen, C. A. Dawson, R. H. Johnson, "An iterative approach to the beam hardening correction in cone beam CT", *Medical Physics*, Vol. 27, No. 1, pp. 23-29, 2000. <http://dx.doi.org/10.1118/1.598853>
- [4] G. H. Glover, N. J. Pelc, "An algorithm for the reduction of metal clip artifacts in CT reconstructions", *Medical Physics*, Vol. 8, No. 6, pp. 799-807, 1981. <http://dx.doi.org/10.1118/1.595032>
- [5] G. T. Herman, "Correction for beam hardening in computed tomography", *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 24, No. 1, 1979. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/24/1/008>
- [6] C. C. Ling, M. C. Schell, K. R. Working, K. Jentsch, L. Harisiadis, S. Carabell, C. C. Rogers, "CT-Assisted assessment of bladder and rectum dose in gynecological implants", *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, Vol. 13, No. 10, pp. 1577-1582, 1987. [http://dx.doi.org/10.1016/0360-3016\(87\)90327-0](http://dx.doi.org/10.1016/0360-3016(87)90327-0)
- [7] G. Wang, D. Snyder, J. A. O'Sullivan, M. W. Vannier, "Iterative deblurring for CT metal artifact reduction", *IEEE Transact Medical Imaging* Vol. 15, No. 5, pp. 657-664, 1996. <http://dx.doi.org/10.1109/42.538943>



- [8] A. C. Kak, M. Slaney, *Principles of computerized tomographic imaging*, New York, NY : IEEE Press, 1988.
- [9] X. Zhang, J. Wang, L. Xing, "Metal artifact reduction in x-ray computed tomography (CT) by constrained optimization", *Medical Physics*, Vol. 38, No. 2, pp. 701-711, 2011.  
<http://dx.doi.org/10.1118/1.3533711>
- [10] S. J. Son, J. P. Park, M. J. Kim, S. H. Yoo, "Evaluating applicability of metal artifact reduction algorithm for head & neck radiation treatment planning CT", *The Journal of the Korean Society for Radiotherapeutic Technology*, Vol. 26, No 1, p. 107, 2014.
- [11] H. S. Yoon, "Predict of Fracture Risk Rate According to Morphological Measuring of Proximal Femoral Part Using Dual Energy X-ray Absorptiometry", *Journal of Korean Society of radiological technology*, Vol. 25, No. 1, pp. 49-53, 2002.
- [12] S. J. Kim, S. W. Yoo, J. C. Kim, S. M. Noh, J. W. Park, "The Evaluation of Image Quality According to the Change of Reconstruction Algorithm of CT Images", *Korean Journal of Digital Imaging in Medicine*, Vol. 12, No. 2, pp. 127-132, 2010.  
<https://koreascience.kr/article/JAKO201023563641036>
- [13] M. D. Becker, Y. M. Berkmen, J. H. M. Austin, I. K. Mun, B. M. Romney, A. Rozenshtein, P. A. Jellen, C. K. Yip, B. Thomashow, M. E. Ginsburg, "Lung volumes before and after lung volume reduction surgery: quantitative CT analysis", *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, Vol. 157, No. 5, pp. 1593-1599, 1998.  
<http://dx.doi.org/10.1164/ajrccm.157.5.9706066>
- [14] G. W. Kim, J. H. Min, K. Y. Yoo, J. M. Kim, H. W. Joung, J. A. Lee, J. H. Jung, D. H. Sung, S. C. Park, "Comparison Study on CNR and SNR of Thoracic Spine Lateral Radiography", *Journal of Radiological Science and technology*, Vol. 36, No. 4, p. 273-280, 2013.
- [15] Breathing Exposure Techniques in Radiography, From URL;  
[http://www.wikiradiography.net/page/Breathing\\_Exposure\\_Techniques\\_in\\_Radiography](http://www.wikiradiography.net/page/Breathing_Exposure_Techniques_in_Radiography)
- [16] The Korean society of medical imaging technology, *Textbook of Computed Tomography*, Chung-Ku Publishing corporation, Third edition, p. 430, 2017.
- [17] H. S. Kim, H. J. Han, J. Y. Kim, C. P. Park, S. G. Jang, J. W. Choi, J. S. Kim, "O-MAR, SBI image comparison & analysis evaluation about patients who have metal artificial implants in the knee joint CT scan", *Korean Society of Computed Tomography Technology*, Vol. 20, No 1, pp. 34-35, 2018.  
<http://dx.doi.org/10.31320/JKSCT.2018.20.1.33>
- [18] K. W. Kim, J. W. Min, K. Y. Lyu, J. M. Kim, H. W. Jeong, J. A. Lee, J. H. Jung, D. C. Sung, S. C. Park, "Comparison Study on CNR and SNR of Thoracic Spine Lateral Radiography", *Journal of Radiological Science and Technology*, Vol. 36, No. 4, pp. 228, 2013.
- [19] Y. K. Kim, S. Yang, T. I. Wang, "Evaluation of Artifact and Noise in the Standard and MAR Algorithms with Variation of Examination Conditions of CT", *Journal of Radiological Science and Technology*, Vol. 43, No. 2, pp. 79-85, 2020.
- [20] I. J. Lee, "Experiment with Respect to Proper Grid Ratio According to Tube Voltage", *Journal of Radiation Industry*, Vol. 13, No. 4, pp. 363-368, 2019. <http://dx.doi.org/10.23042/radin.2019.13.4.363>
- [21] J. Nosil, K. I. Pearce, R. A. Stein, "Linearity and contrast scale control in computed tomography", *Medical Physics*, Vol. 16, No. 1, pp. 110-113, 1989.  
<http://dx.doi.org/10.1118/1.596396>

## 임플란트 시술환자에 대한 두경부 CT검사 영상 평가

황형석<sup>1</sup>, 김경완<sup>1</sup>, 임인철<sup>2,\*</sup>

<sup>1</sup>해운대백병원 영상의학과

<sup>2</sup>동의대학교 방사선학과

### 요 약

본 연구는 임플란트 시술한 환자에 대한 두경부 CT 영상을 4개의 알고리즘(Standard, Soft, Bone, Detail)을 재구성하여 Noise, SNR, CNR 측정값을 정량적으로 분석한 후 최적의 알고리즘을 알아보려고 하였다. 분석 방법으로는 Image J 프로그램을 이용하여 재구성한 영상에 관심영역(Region of interest)을 통하여 픽셀값을 계산하였다. Noise, SNR, CNR은 측정부위를 영상에서 인두, 깨물근, 귀밑샘이 있는 지점에 관심영역을 측정하고 mean값과 SD값을 구하였다. SNR과 CNR의 값은 주어진 식에 의거하여 산출하였다.

결과적으로 Standard 알고리즘에서 노이즈는 가장 낮게 나타났으며 SNR 또한 가장 높게 나타났다. CNR은 Soft 알고리즘에서 가장 높게 나타났으나 Standard 알고리즘과는 별 차이가 없는 것으로 나타났다. 따라서 두경부 CT검사에서 구강내 임플란트 착용한 환자 검사에서 Standard 알고리즘이 최적의 알고리즘이라고 사료되며 이 연구의 자료가 두경부 CT검사 영상 평가하는데 기초자료로 사용되기를 바라며 다양한 알고리즘 변화로 영상의 질을 더 높일 수 있는 계기가 될 것으로 판단된다.

중심단어: 임플란트, 두경부 CT, 알고리즘, 관심영역

### 연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	황형석	해운대백병원 영상의학과	방사선사
(공동저자)	김경완	해운대백병원 영상의학과	방사선사
(교신저자)	임인철	동의대학교 방사선학과	교수