

Quantitative and Qualitative Evaluation according to Radiation Dose Conditions when using MAR function in Implant examination from Cone Beam CT

Hyun-Jun Ahn¹, Sang-Hyun Kim^{2,*}

¹Department of Dental Radiology, SMG-SNU Boramae Medical Center

²Department of Radiological Science, Shin-Han University

Received: December 05, 2022. Revised: December 22, 2022. Accepted: December 31, 2022.

ABSTRACT

This study was conducted to evaluate the use of the MAR function and the image quality of the image when examining with each radiation dose. A simple Periapical phantom was made to set up an implant, and images were obtained and analyzed according to the presence or absence of MAR function for each radiation dose using CBCT equipment. In this study, MEAN, SNR, and CNR values were obtained using the Image J program, and through statistical analysis, images were the most quantitative and suitable values when the Abutment of Implant was 100 kVp and 8 mA, and when the Center of Implant and Apex of Implant were 100 kVp and 9 mA. As a result, it was confirmed that if the radiation dose increased, the Pixel Value, SNR, and CNR values of the image rose up so that the quality of the image improved, and using the MAR function reduced artifacts.

Keywords: Pixel value, SNR, CNR, MAR, Artifact

I. INTRODUCTION

현대사회가 고령화 시대로 접어들면서 치과에서는 임플란트(Implant) 등의 보철물 관련 진료 상담이나 수술받는 환자들이 늘어나고 있다. 임플란트 환자들이 증가함에 따라 치과 진료 시 방사선에 의한 검사는 정확한 진단과 치료계획 수립에 가장 중요한 수단으로 자리매김하고 있고 이 중심에는 ConeBeam 형 전산화 단층 영상(Cone Beam Computed Tomography, 이하 CBCT) 검사가 자리 잡고 있다. 치과용 CBCT^[1]는 영상 치의학 분야에서 획기적인 변화를 가져온 장비로 일반적으로 영상의학과에서 사용되는 다중검출기 CT(Multi-Detector Computed Tomography, 이하 MDCT)보다 낮은 방사선 노출량으로 치아와 악골의 3차원적인 영상을 획득하여 진단 영상을 만들고 개인용 컴퓨터와 소프트웨어로 쉽게 영상을 분석

할 수 있음과 동시에 장비의 설치에 필요한 공간이 줄어든 이점들이 존재한다.

CBCT는 원뿔 형태의 X선 빔(beam)을 피사체에 투과시켜 투과 감쇠를 2차원적인 평면으로 검출하고 이를 FBP(Filtered Back Projection) 방법으로 3차원 체적의 정보를 계산한다. 이는 알고리즘 연산시간이 많이 요구되기 때문에 컴퓨터의 뛰어난 성능이 요구되지만 3차원의 구조를 빠르게 복원하여 여러 가지 단면상의 영상화를 구현할 수 있다는 큰 장점이 있다. MDCT는 CT couch의 이동한 양과 슬라이스 두께(Slice thickness)에 따라 직육면체 혹은 제한적으로 정육면체 형태의 Voxel의 값을 얻게 되지만 CBCT는 조사야를 등방성의 정육면체 Voxel로 분할하면서 모든 방향의 길이가 같은 Isotropic voxel의 정보를 얻는다. 직육면체의 Voxel 형태인 MDCT에서는 비균일 voxel을 큐브로 보간할 수 있

* Corresponding Author: Sang-Hyun Kim E-mail: snuhkim1@naver.com

Tel: +82-31-870-3417

지만 데이터 품질은 여전히 원래 voxel의 길이에 따라 달라지기 때문에 축 방향 절편이 약간 과대평가 될 수 있다. 하지만 정육면체의 Voxel 형태인 CBCT는 모든 방향으로 등방성의 균일한 모양이므로 모든 평면에서 고해상도의 이미지를 얻을 수 있다. 이는 영상을 재구성할 때 왜곡 없이 정확한 3차원 영상을 얻으며 미세한 부분까지 관찰이 가능한 장점이 있어 영상에서의 길이, 면적 등의 측정이 용이하다. 그러나 이러한 CBCT는 단점도 존재하는데 MDCT와 마찬가지로 금속 물질을 스캔할 시 불가피하게 금속 인공물(Metal artifact)이 발생한다는 것이다. 이것은 영상의 왜곡으로 정확한 영상 진단에 방해 요인이 되고 있는데 이를 해결하기 위해서는 대표적으로 금속 인공물 감소 알고리즘(Metal Artifact Reduction Algorithm, 이하 MAR Algorithm)을 사용하여 금속성 물질의 노이즈를 줄여주는 방법을 사용한다. MAR 알고리즘은 검출기에서 획득한 감약 데이터의 원시데이터(Raw data)인 여현곡선(Sinogram)을 획득하여 영상재구성 후 원래의 여현곡선에서 금속 물질의 여현곡선을 분리하여 반복 재구성법(Iterative reconstruction method)을 통해 보정된 영상을 얻는 방법이다^[2,3]. 이는 기존에 적용한 단순 관전압, 관전류 변화, 그리고 적정 필터링 방법, 반복 재구성(iterative reconstruction) 방법, 프로젝션보간법(projection interpolation)보다 고밀도 물질에 의해 영상을 왜곡시키는 임플란트 등의 금속 인공물 영상을 감소시키는데 큰 효과를 가지고 있다^[4,5].

실험에 사용된 임플란트의 구조는 수술 시 뼈속에 고정되는 고정체 혹은 매식체(이하 Implant Fixture)가 하단에 존재하고 우리가 보는 치아모양의 구조물은 임플란트 크라운 혹은 보철물(이하 Implant Crown)이 상단에 존재한다. 그리고 중간에서 Implant crown과 fixture를 연결하는 지대주 혹은 기둥(이하 Implant Abutment)까지 크게 3단 구성으로 Fig. 1과 같으며 쉽게 조립식 구성품이라고 생각할 수 있다. 연구에서 사용된 영상은 판독이나 진료시 가장 많이 참고 되는 악궁의 장축을 따라 재구성한 절단면도 영상(Cross-sectional view)과 임플란트에서 인공물(Artifact)이 제일 빈번한 축 방향 영상(이하 Axial view)을 이용하였고 참고로 Cross-

sectional view는 Sagittal view와 같은 맥락으로 볼 수 있다. 영상의 정량적 평가는 Image J 프로그램을 통해 평균값(MEAN), 표준편차(Standard deviation, 이하 SD) 값을 구하여 신호대 잡음 비 (Signal to Noise Ratio, 이하 SNR), 대조대 잡음 비 (Contrast to Noise Ratio, 이하 CNR)의 결과까지 도출하였다^[6-9]. 또한 MAR 기능의 유무가 영상에 어떠한 영향을 끼치는지 분석 및 평가하고자 본 연구를 진행하였다^[10-13]. Implant Abutment와 Crown은 환자 치아 상황에 맞춰 나오는 재료이므로 구할 수 없었기 때문에 최종 보철물 연결 시 잇몸 통로를 적절한 크기로 치유해주는 것을 도와주는 Healing abutment를 이용하여 임플란트 2차 수술 시 볼 수 있는 모양을 구축하여 실험에 임하였다.

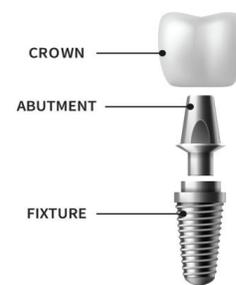


Fig. 1. Structure of the implant.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 연구재료

1.1. Periapical Phantom

본 연구의 실험용 치근단 팬텀(Periapical phantom)은 인상채득(Impression body) 후 석고 주입(Stone pouring)을 통해 만든 Fig. 2와 같은 작업 모형(Working model)과 치과용 왁스(Utility Wax, Daedong Industry Co. Korea)를 사용하여 치근단 모형을 재현하였다. 가장자리에는 나사 2개를 심어 영상 재구성(Reconstruction)시 동일한 영상이 나올 수 있도록 만들었고 인공물 중 빔 경화 인공물(Beam-hardening artifact)가 발생하지까지 확인하는 연구를 진행하였다. 임플란트는 $\varnothing 5.0 \times 10$ mm의 치과용 임플란트 고정체(TSIII SA fixture, OSSTEM Implant Co. Korea)를 사용하였고

Implant mount를 제거한 후 치유지대주(Healing Abutment)를 결합하여 만든 모습이 Fig. 3과 같다. 그다음 치근단 팬텀의 중간 부분에 결합한 임플란트를 지면으로부터 수직으로 심고 두꺼운 발포지 PE 폼을 이용하여 팬텀을 CBCT 턱받이(Chin rest)에 고정하여 Fig. 4와 같이 실험에 임하였다.



Fig. 2. Working model & Utility wax.



Fig. 3. Healing Abutment & Combined Implant fixture.

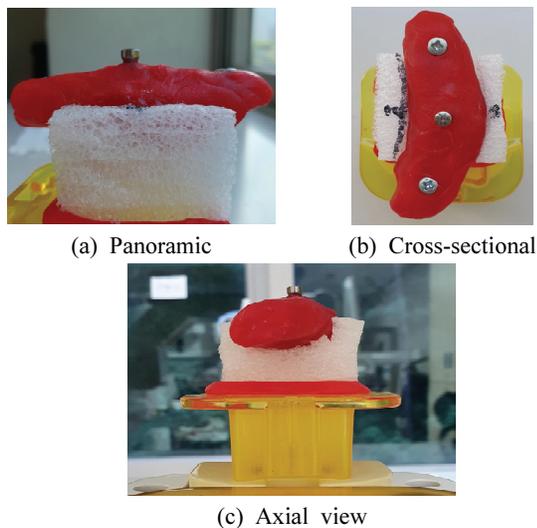


Fig. 4. Periapical phantom.

1.2. ConeBeam CT

연구에 사용된 CBCT 촬영 장비는 Fig. 5와 같은 DINNOVA3(Willmed Co. Korea) 장비를 이용하였다.



Fig. 5. HDX DINNOVA3.

1.3. Program

영상의 MEAN±SD, SNR, CNR, PSNR 값 측정을 위해 DICOM image processing software(Image J v.1.53m; National Institutes of Health Bethesda, MD, USA)를 사용하였고, 통계 프로그램은 SPSS(Statistical Package for Social Science v.25) 프로그램을 사용하였다.

2. 영상획득 방법

Chin rest에 고정된 치근단 팬텀을 CBCT에 올려 놓고 선행논문^[17]에서 확인할 수 있었듯이 디텍터의 가장자리와 가운데는 약간의 선량 결과값의 차이가 있으므로 유의할 필요가 있었고, 피사체를 최대한 가운데 중앙으로 맞춰 같은 조건에서 반복실험을 하였다. CBCT의 장비의 촬영 조건은 서울시에 소재하는 B 병원의 치과 방사선실의 검사조건으로 Table 1과 같이 설정하였다. 그다음 관전압 70, 80, 90, 100 kVp와 관전류 7, 8, 9, 10 mA의 조건을 이용하여 각각의 선량에서 MAR 기능을 사용했을 시와 사용하지 않았을 시 비교를 위해 조건별로 총 32번을 측정하였다. 이후 마커로 표시해놓은 나사를 이용하여 조건별 임플란트 영상의 Cross-sectional view와 Axial view를 얻었다. Cross-sectional view는 임플란트의 가운데를 자른 영상을 기준으로 하였고, Axial view는 Implant fixture의 하단(Apex of Implant), Implant fixture의 중간(Center of Implant fixture), 그리고 Implant fixture의 상단(Abutment of Implant)으로 구역을 나눠 영상을 재구성하여 획득하였다^[13,16].

Table 1. Setting parameters of CBCT

Sec	FOV	Total filtration	Resolution	Mode
DINNOVA3	24	19×12	2.8 mmAl	0.3 mm High quality

3. 데이터 획득 방법

조건별 Cross-sectional view와 Axial view 영상들을 정리하여 Image J 프로그램을 이용하여 총 30회씩 MEAN, SD, SNR, CNR 값을 측정 후 평균화하여 결과값들을 도출하였다. Cross-sectional view에서는 X-ray 빔이 평행(Parallel)하지 않고 방사형(Radial)이기 때문에 본 연구의 정확성을 높이기 위해 하단, 중간, 그리고 상단으로 구역을 나누어 같은 ROI를 이용하여 MEAN 값과 SD 값을 측정하였다. Axial view에서는 임플란트의 상단과 측면을 측정함으로써 MEAN 값과 SD 값을 획득하였다. 측정시 Cross-sectional view에서는 프로그램 내에서 Fig. 6과 같이 가로 5 mm × 세로 5 mm의 ROI로 측정하였고, Axial view에서는 프로그램 내에서의 가로 30 mm × 세로 30 mm의 ROI로 측정하였다^[11].

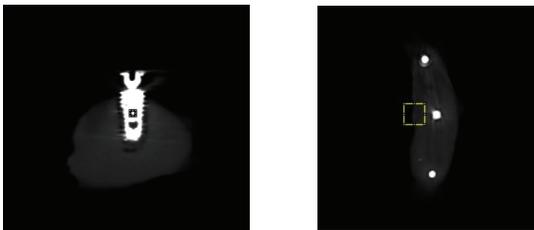


Fig. 6. Measurement of Cross-sectional view & Axial view.

SNR과 CNR 값은 프로그램을 이용하여 선행 연구 논문^[6-9,10,15]에서 제시한 MEAN 값과 SD 값의 결과를 이용하였다. SNR은 픽셀(Pixel)값들을 이용한 임플란트의 MEAN 값에서 임의로 측정한 Background MEAN 값을 빼고 임플란트의 SD 값으로 나눈 변환 공식 Eq. (1)을 이용하여 계산하였다. CNR은 MEAN 값과 SD 값을 이용한 변환 공식 Eq. (2)을 이용하여 계산하였다^[9,16].

$$SNR = \frac{Implant_{mean} - Background_{mean}}{Implant_{SD}} \quad (1)$$

$$CNR = \frac{|Implant_{mean} - Background_{mean}|}{\sqrt{Implant_{SD}^2 + Background_{SD}^2}} \quad (2)$$

4. 통계 분석

Cross-sectional view에서 관전압 증가에 따른 각 선량에서의 MEAN, SD, SNR, 그리고 CNR 값을 일원 배치 분산분석(One-way ANOVA)를 이용하여 관전압의 변화에 따라 유의미한 값을 갖는지 분석하였다. 그리고 상관분석의 Pearson 상관계수를 이용하여 유의미한 차이가 양의 관계인지 음의 관계인지 분석하였다. 정성적 평가에서는 총 10 가지의 평가항목을 구성하여 빈도분석과 5 점 리커트 척도를 이용하였다. 그리고 크론바흐 알파(Cronbach's α) 계수를 사용하여 신뢰도 분석을 실시하여 연구의 정확성을 더 높였다. 모든 분석은 통계 프로그램 (SPSS, Statistical Package for Social Science v.25, SPSS Inc., IBM Company)을 사용하였다.

5. 정성적 평가

정성적인 평가에서는 MAR 기능을 사용한 상태에서 저선량과 고선량의 임플란트 평가의 결과를 위해 70 kVp, 7 mA와 90 kVp, 9 mA의 조건으로 Cross-sectional view와 Axial view의 영상을 이용하였다. 그리고 MAR 기능을 사용한 영상과 사용하지 않은 영상의 비교를 위해 90 kVp, 9 mA의 조건으로 Cross-sectional view와 Axial view의 영상을 이용하였다.

Table 2. Evaluation criteria of the clinical images

Item
1. Healing Abutment in Cross-sectional view
2. Implant thread line and hole in Cross-sectional view
3. Size of Implant in Cross-sectional view
4. Healing Abutment with MAR algorithm
5. Implant thread line and hole with MAR algorithm
6. Size of Implant with MAR algorithm
7. Size of Implant in Axial view
8. Streak artifact
9. Size of Implant with MAR algorithm
10. Beam hardening artifact

‘Naver office form’으로 제작한 온라인 설문지를 배포하여 현직 10 년 이상 3 명의 방사선사와 치과 방사선사 4 명, 치과의사 3 명, 그리고 방사선학 전문교육을 받은 학생 10 명이 치과 진단용 방사선 영상평가 검사기준에 관한 연구¹⁸⁾를 참고하여 5점 리커트 척도를 이용하였다. 평가항목은 상부 구조물(Abutment of Implant)에 대한 평가, 임플란트의 세부 구조물 평가, 인공물 평가 등 Table 2와 같이 총 10 가지 항목으로 구성하였다.

III. RESULT

1. Cross - sectional view에 대한 정량적 분석

먼저 Cross-sectional view 영상에서 MAR 기능을 사용한 선량별 영상들을 Image J 프로그램을 이용하여 MEAN±SD 값을 측정 후 Table 3 과 같이 나타내었다. 대부분의 조건에서 관전압이 점점 높아질수록 픽셀값과 MEAN±SD 값이 증가하면서 임플란트의 신호 값은 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 반면, MAR 기능을 사용하지 않은 선량별 영상들을 나타낸 Table 4 는 관전압이 증가해도 오히려 픽셀값과 MEAN±SD 값이 감소하거나 증가해도 규칙성을 보이며 값이 증가하는 모습을 볼 수 없었다.

위의 Table 3의 MEAN 값과 SD 값을 SNR과

CNR 변환공식을 이용하여 MAR 기능을 사용한 Cross-sectional view 영상에서 Table 5 같은 결과값으로 나타내었다. 대부분의 조건에서 관전압이 점점 높아질수록 SNR 값과 CNR 값이 증가하면서 임플란트의 상단(Abutment), 중단(Center), 하단(Apex) 부분에서의 영상의 화질이 개선되는 것을 확인할 수 있다. 다만, 상단 쪽에서는 SNR 값과 CNR 값이 관전압이 증가할수록 8 mA 일 때를 제외하면 SNR 과 CNR 값이 감소하는 모습을 볼 수 있다. MEAN 값의 증감추세를 Fig. 7과 같이 나타내었고 값이 조금 튀거나 감소¹³⁾하는 값도 보이지만 전체적으로 관전압이 증가할수록 보고자 하는 값들이 증가하는 결과를 그래프로 도출하였다.

Table 3과 Table 5를 참고하였을 때 MEAN, SNR, 그리고 CNR 값들의 꾸준히 값이 증가하고 신호가 많아지는 이상적인 결과값은 상단 부분에서는 선량이 100 kVp, 8 mA 일 때 정량적인 영상의 값이 가장 좋았다. 임플란트 중단과 하단 부분에서는 100 kVp, 9 mA 일 때 값이 꾸준히 증가하고 정량적인 영상의 값이 가장 좋았다. 따라서 임플란트 환자를 촬영할 때에는 100 kVp, 8~9 mA 의 선량으로 촬영하는 것이 적합하다는 것을 실험을 통해 알 수 있었다.

Table 3. Result of MEAN±SD value with MAR algorithm in Cross-sectional view

MAR On	Mean ± SD	70 kVp	80 kVp	90 kVp	100 kVp
7 mA	Abutment of Implant	8822.10 ± 515.14	11842.22 ± 948.98	16919.80 ± 1175.15	16993.90 ± 1730.13
	Center of Implant	9895.45 ± 2274.15	13403.90 ± 2519.14	13636.28 ± 1677.41	16140.38 ± 1301.10
	Apex of Implant	12589.19 ± 3124.61	14041.13 ± 2847.38	14446.97 ± 1551.21	16248.13 ± 1689.40
8 mA	Abutment of Implant	9570.29 ± 845.11	13691.78 ± 1091.41	14137.53 ± 1185.79	14620.63 ± 699.53
	Center of Implant	12391.76 ± 1285.12	15035.75 ± 952.43	15488.25 ± 1320.29	14454.73 ± 945.27
	Apex of Implant	14073.00 ± 887.59	14810.16 ± 1041.51	15063.58 ± 1448.08	16271.93 ± 1260.29
9 mA	Abutment of Implant	9233.13 ± 392.97	15127.33 ± 1081.37	10110.07 ± 801.60	15205.40 ± 1246.27
	Center of Implant	11812.30 ± 1160.64	12893.70 ± 1259.67	15186.37 ± 1624.17	15808.07 ± 1170.73
	Apex of Implant	11043.10 ± 1945.14	13787.07 ± 1786.77	17330.33 ± 2207.97	17668.43 ± 1741.53
10 mA	Abutment of Implant	10671.78 ± 774.52	14826.38 ± 1521.13	11562.77 ± 1207.27	13334.94 ± 1499.20
	Center of Implant	12406.68 ± 849.53	17609.81 ± 2018.57	14889.90 ± 1678.95	15413.49 ± 1077.29
	Apex of Implant	14887.38 ± 2076.82	16909.88 ± 2338.57	17705.06 ± 2150.09	15828.90 ± 872.27

* Abutment of Implant: 임플란트 상단, Center of Implant: 임플란트 중단, Apex of Implant: 임플란트 하단
* 단위 : Pixel

Table 4. Result of MEAN±SD value without MAR algorithm in Cross-sectional view

MAR On	Mean ± SD	70 kVp	80 kVp	90 kVp	100 kVp
7 mA	Abutment of Implant	13223.62 ± 673.51	11407.89 ± 433.07	10799.00 ± 173.30	11534.33 ± 339.83
	Center of Implant	13810.79 ± 555.41	12516.77 ± 453.23	11344.47 ± 687.07	12077.87 ± 332.70
	Apex of Implant	15732.97 ± 482.73	13115.50 ± 418.27	12168.87 ± 295.03	12433.77 ± 211.03
8 mA	Abutment of Implant	12737.86 ± 236.73	11386.03 ± 172.87	11417.13 ± 238.03	10884.63 ± 272.10
	Center of Implant	13657.23 ± 459.90	12049.17 ± 289.03	11641.20 ± 467.10	12434.70 ± 426.30
	Apex of Implant	14423.00 ± 264.33	12965.03 ± 237.14	12566.83 ± 116.77	13193.77 ± 282.17
9 mA	Abutment of Implant	12783.47 ± 330.03	11178.47 ± 217.27	11759.53 ± 169.03	11156.30 ± 242.77
	Center of Implant	13822.43 ± 463.57	12292.90 ± 342.53	12272.60 ± 288.73	12293.40 ± 503.57
	Apex of Implant	14628.03 ± 353.50	12967.67 ± 310.63	12959.47 ± 191.37	17790.40 ± 359.97
10 mA	Abutment of Implant	12722.47 ± 232.77	11565.93 ± 139.17	11860.90 ± 228.23	10956.17 ± 288.83
	Center of Implant	13616.23 ± 399.97	12267.80 ± 369.83	12979.033 ± 362.27	12578.24 ± 521.66
	Apex of Implant	14299.10 ± 295.83	13016.97 ± 163.90	13452.30 ± 209.033	13964.93 ± 371.35

* Abutment of Implant: 임플란트 상단, Center of Implant: 임플란트 중단, Apex of Implant: 임플란트 하단
* 단위 : Pixel

Table 5. Result of SNR & CNR value with MAR algorithm in Cross-sectional view

		Abutment				Center				Apex			
		70 kVp	80 kVp	90 kVp	100 kVp	70 kVp	80 kVp	90 kVp	100 kVp	70 kVp	80 kVp	90 kVp	100 kVp
7 mA	SNR	19.72	19.73	19.83	10.77	8.30	9.65	9.50	13.79	6.71	6.48	10.98	11.04
	CNR	19.72	19.72	19.82	10.78	8.30	9.64	9.50	13.79	6.71	6.48	10.98	11.04
8 mA	SNR	14.12	13.78	15.43	23.23	17.402	17.78	13.62	18.25	19.48	16.31	11.58	16.69
	CNR	14.12	13.78	15.43	23.22	17.40	17.78	13.62	18.24	19.48	16.31	11.58	16.69
9 mA	SNR	27.65	16.09	17.20	15.05	17.61	11.06	12.74	23.84	6.72	8.82	11.27	11.49
	CNR	27.64	16.09	17.20	15.04	17.60	11.06	12.74	23.83	6.72	8.82	11.27	11.49
10 mA	SNR	16.54	14.85	16.68	12.13	16.94	10.55	13.68	19.91	8.28	10.19	9.367	25.07
	CNR	16.54	14.84	16.67	12.13	16.94	10.55	13.68	19.91	8.28	10.19	9.37	25.06

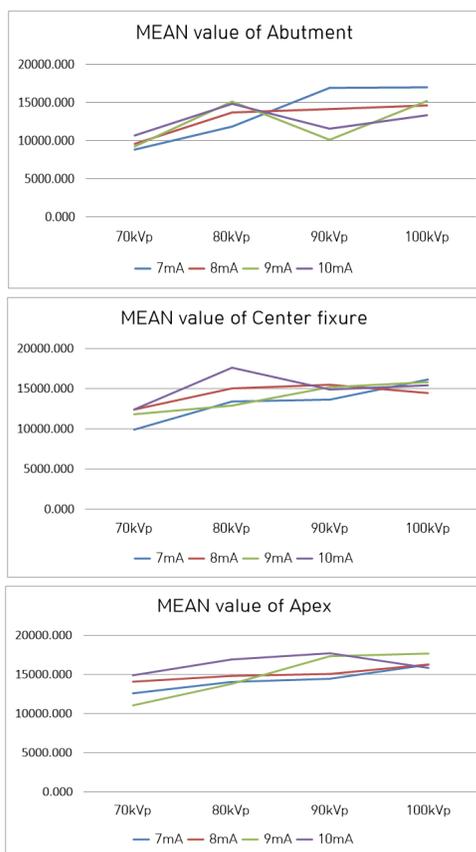


Fig. 7. Graph of MEAN value with MAR in Cross-sectional view.

2. Axial view에 대한 정량적 분석

Axial view 영상에서는 MAR 기능을 사용하였을 때와 사용하지 않았을 때의 임플란트 주변 값의 변화를 보기 위해 관전류 7 mA 일 때와 9 mA 일 때로 나누어 결과값을 도출하였다. 각 선량별 영상들을 Image J 프로그램을 이용하여 $MEAN \pm SD$ 값을 측정 후 SNR과 CNR 공식으로 변환하였고 MAR 기능을 사용하고 관전류 선량이 7 mA 일 때의 결과값을 Table 6과 같이 나타내었다. 임플란트의 Center 부분을 측정한 결과를 제외하고는 모든 조건에서 관전압이 점점 높아질수록 Axial view에서의 임플란트 상단(Top)과 임플란트의 측면(Side)의 SNR 값과 CNR 값이 증가하는 결과가 나왔다. 임플란트의 Center 부분을 측정하였을 때는 임플란트 측면의 SNR과 CNR은 90 kVp 일 때, 임플란트 상단 쪽의 SNR과 CNR은 100 kVp 일 때 결과값이 감소한 특이점을 보였다. MAR 기능을 사용하지 않고

관전류 선량이 7 mA 일 때 결과값인 Table 7에서는 규칙적으로 나오는 결과값을 찾기 어려웠다. 임플란트 Center 부분의 측면이나 Abutment 부분의 측면을 측정하였을 때는 관전압이 증가할수록 SNR과 CNR이 좋아지는 결과를 볼 수 있지만 임플란트의 Apex 부분의 상단을 측정하였을 때는 관전압이 증가할수록 SNR과 CNR이 떨어지는 결과를 볼 수 있었다. 또한 임플란트 Center 부분의 상단처럼 규칙성을 알 수 없는 결과값도 존재하였다.

Table 6. Result of SNR & CNR value with MAR algorithm using 7 mA in Axial view

MAR ON 7 mA	Position	70 kVp	80 kVp	90 kVp	100 kVp	
Abutment	SNR	top	0.82	1.20	0.81	1.12
		side	0.71	0.88	0.77	1.18
	CNR	top	0.91	1.53	0.70	1.12
		side	0.54	0.78	0.70	1.16
Center	SNR	top	2.18	10.46	11.01	8.08
		side	0.90	1.73	1.58	1.17
	CNR	top	2.18	10.31	10.86	7.97
		side	0.90	1.73	1.58	1.17
Apex	SNR	top	5.91	10.92	11.29	11.16
		side	14.47	14.78	18.96	23.93
	CNR	top	5.88	10.81	11.19	11.03
		side	14.16	14.43	18.29	22.66

Table 7. Result of SNR & CNR value without MAR algorithm using 7 mA in Axial view

MAR OFF 7 mA	Position	70 kVp	80 kVp	90 kVp	100 kVp	
Abutment	SNR	top	0.85	2.15	1.79	1.55
		side	0.21	0.55	0.56	1.17
	CNR	top	0.94	2.11	1.77	0.99
		side	0.18	0.47	0.45	1.15
Center	SNR	top	3.03	2.01	3.32	3.11
		side	0.96	1.45	1.29	1.78
	CNR	top	3.02	2.00	3.31	3.10
		side	0.96	1.45	1.29	1.78
Apex	SNR	top	3.96	3.28	3.63	3.12
		side	0.96	2.17	2.25	1.55
	CNR	top	3.95	3.27	3.63	3.12
		side	0.96	2.17	2.25	1.55

연구의 정확성을 높이기 위해 관전류 9 mA를 사용하여 Axial view 영상에서 MAR 기능을 사용하였을 때와 사용하지 않았을 때의 임플란트 주변 변화도 살펴보았다. 각 선량별 영상들을 Image J 프로그램을 이용하여 MEAN±SD 값을 측정 후 SNR과 CNR 공식으로 변환하였고 MAR 기능을 사용하고 관전류 선량이 9 mA 일 때의 결과값을 Table 8과 같이 나타내었다. 임플란트 Apex 부분의 측면과 Center 부분의 상단 SNR과 CNR 값은 감소하는 특이점을 보였고 임플란트 Apex 부분의 상단과 Center 부분의 측면은 SNR과 CNR 값이 증가하다 감소하는 결과가 나타났다. 반면, Abutment 부분은 관전압이 증가할수록 SNR과 CNR이 증가하는 모습을 보였다.

MAR 기능을 사용하지 않고 관전류 선량이 9 mA 일 때 결과값인 Table 9에서는 임플란트 Apex 부분과 Center 부분은 SNR과 CNR 값이 감소하거나 증가하다 감소하는 결과를 보였다. 그리고 상대적으로 임플란트의 Abutment 부분은 MAR 기능의 사용 유무를 떠나 관전압이 높아질수록 SNR 값과 CNR 값이 꾸준히 높아지는 결과를 도출할 수 있었다¹⁴⁾.

Table 8. Result of SNR & CNR value with MAR algorithm using 9 mA in Axial view

MAR ON 9 mA	Position	70 kVp	80 kVp	90 kVp	100 kVp	
Abutment	SNR	top	0.70	1.27	1.73	2.47
		side	0.70	0.80	0.69	1.55
	CNR	top	0.45	1.12	1.17	2.02
		side	0.45	0.76	0.80	1.52
Center	SNR	top	12.15	11.79	9.00	5.83
		side	1.71	1.96	1.35	1.03
	CNR	top	11.91	11.59	8.89	5.75
		side	1.71	1.96	1.35	1.03
Apex	SNR	top	12.43	15.00	15.96	11.06
		side	2.43	2.35	1.75	1.20
	CNR	top	12.19	14.59	15.44	10.72
		side	2.43	2.35	1.75	1.19

Table 9. Result of SNR & CNR value without MAR algorithm using 9 mA in Axial view

MAR OFF 9 mA	Position	70 kVp	80 kVp	90 kVp	100 kVp	
Abutment	SNR	top	1.78	1.08	1.21	1.80
		side	0.28	0.54	1.06	1.15
	CNR	top	1.76	1.03	0.92	1.41
		side	0.26	0.59	1.05	1.14
Center	SNR	top	0.78	2.35	2.01	1.45
		side	1.29	1.30	1.08	0.75
	CNR	top	0.74	2.35	2.01	1.44
		side	1.29	1.30	1.08	0.75
Apex	SNR	top	2.43	6.17	8.65	2.27
		side	2.21	3.22	3.43	1.14
	CNR	top	2.43	6.15	8.57	2.27
		side	2.20	3.22	3.42	1.14

3. 정량적 평가의 통계 분석

본 논문의 심화 분석을 위해 SPSS 통계프로그램의 일원 배치 분산분석을 이용하였고, 연구 결과 관전압 증가에 따른 MEAN, SNR, 그리고 CNR 값은 통계적으로 유의하지 않은 두 가지 케이스를 제외하고 유의확률 p value 값이 0.05 보다 작게 나타나 관전압 증가는 측정값들에 대해 통계적으로 유의한 차이가 있다는 것을 알 수 있었다. 즉, 관전압의 증가는 유의미한 값을 보여주었고 유의한 차이의 증감을 알기 위하여 상관분석의 이변량 상관을 이용한 결과, 모든 MEAN 값들은 양(+)의 Pearson 상관계수 값을 얻어 관전압이 증가하면 MEAN 값도 증가하는 양의 관계가 있다는 것을 알 수 있었다. 관전압의 증가와 SNR과 CNR 값 분석에서는 대부분의 값들이 양(+)의 Pearson 상관계수 값을 얻어 관전압이 증가하면 결과값도 증가하는 양의 관계를 얻었지만 몇몇 결과들은 음(-)의 Pearson 상관계수 값을 얻어 MEAN 값과는 다소 상이한 결과를 도출해냈다.

4. Cross-sectional view와 Axial view에 대한 평가 및 통계 분석

정성적 평가에서는 치과 진단용 방사선 영상평

가 검사기준에 관한 연구^[18]를 참고하여 상부 구조물(Abutment of Implant)에 대한 평가, 임플란트의 세부 구조물 평가, 인공물 평가 등 총 10 가지 문항을 이용하였다. 연구방법에서 항목은 10 가지의 표의 표기를 쉽게 하기 위해 1~10 번으로 설정하였다. 5 점 리커트 척도로 설문조사를 실시하였고 항목들은 5 점에 가까울수록 Fig. 8과 Fig. 9와 같이 임플란트의 구조가 잘 보이고 인공물을 줄이는 인자에 관전압과 MAR 기능이 적절히 사용되었다는 내용을 포함하고 있다. 이 항목들은 SPSS 프로그램을 통해 빈도분석을 실시한 결과 Table 10과 같은 평균값의 결과가 나왔다. 특히 Cross-sectional view에서 임플란트의 세부 구조물이 더 잘 보인다는 2 번 문항의 응답에는 매우 그렇다가 75 %, 그렇다가 25 %로 결과가 나왔고, 임플란트의 세부 구조물이 더 잘 보인다는 5 번 문항에서도 매우 그렇다가 70 %, 그렇다가 20 %의 결과로 나왔다. Axial view 항목에서 임플란트 크기의 관한 7번 문항에서는 매우 그렇다가 75 %, 그렇다가 20 %의 결과값으로 도출되었고 실제로 정량적인 분석과 비교했을 때처럼 정성적인 평가에서도 영상의 질이 좋아졌다는 결과를 얻을 수 있었다. 설문조사의 정확성을 높이기 위해 신뢰도 분석을 실시하였고, 크론바흐 알파(Cronbach's α) 계수를 사용하여 0.711 의 결과값을 얻어 좋은 수준의 신뢰도임을 알 수 있었다.

Table 10. Result of the survey using the Likard scale

Item	Mean \pm SD
1. Healing Abutment in Cross-sectional view	4.65 \pm 0.489
2. Implant thread line and hole in Cross-sectional view	4.75 \pm 0.444
3. Size of Implant in Cross-sectional view	4.6 \pm 0.598
4. Healing Abutment with MAR algorithm	4.6 \pm 0.598
5. Implant thread line and hole with MAR algorithm	4.6 \pm 0.681
6. Size of Implant with MAR algorithm	4.6 \pm 0.598
7. Size of Implant in Axial view	4.65 \pm 0.745
8. Streak artifact	4.75 \pm 0.444
9. Size of Implant with MAR algorithm	4.75 \pm 0.444
10. Beam hardening artifact	4.55 \pm 0.510

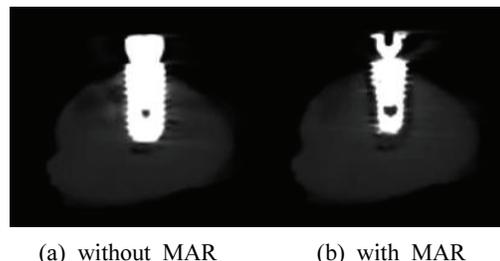


Fig. 8. Comparisons of Image.

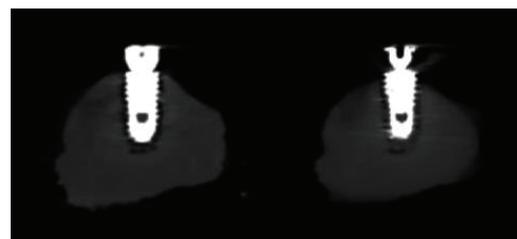


Fig. 9. Comparison using MAR algorithm Image.

IV. DISCUSSION

본 연구에서는 CBCT의 화질에 영향을 줄 수 있는 인자는 여러 가지가 있지만 본 연구에서는 다른 환경은 배제하고 선량과 MAR 기능의 조건만 다르게 하였다. 그리고 임플란트를 수직으로 세우기 위해 Utility wax를 사용함으로써 wax에 의한 픽셀 값의 변화나 인공물의 발생이 존재할 것이며, 조직과 비슷한 피사체 구현이 되지 않아 실제로 환자를 촬영할 때와 차이가 나는 한계점이 존재한다. 하지만 간단하게 임플란트를 고정하고 실제 임상에서 보는 영상을 구현하는데 큰 도움이 되었다. 연구를 진행하면서 Image J 프로그램에서 임플란트 부분이 아닌 배경(Background)의 픽셀값이 ROI 안에 조금이라도 포함되면 MEAN 값은 떨어지는 동시에 SD 값은 증가하는 모습을 볼 수 있었다. 그리고 이는 SNR과 CNR 값의 저하를 가져오는 결과를 볼 수 있었다. 실제로 선량이 높아질수록 방사선이 임플란트를 관통하기 때문에 임플란트의 실제 모습이 소실되어 나오는 영상이 나왔고 소실된 부분이 배경 부분의 픽셀값으로 ROI에 포함되어 측정하게 되면 고선량 임에도 불구하고 SNR과 CNR 값이 떨어지게 나오는 결과가 도출되었다. Cross-sectional

view에서 임플란트 상단 부분을 보면 선량이 높아질수록 상단의 얇은 부분을 관통해버리기 때문에 그 부위의 신호 값은 증가하지만 측정하는 부분의 SNR 값과 CNR 값은 감소한다. 그래서 본 연구에서도 선량이 높아져 항상 픽셀값이 높아지는 것은 아님을 알 수 있었다.

MAR 기능의 사용유무 비교에서는 Table 6과 Table 7을 참고하였을 때 같은 선량이어도 MAR 기능을 쓴 영상이 SNR과 CNR이 전반적으로 더 좋게 나왔다. 그리고 관전압이 증가할수록 SNR 값과 CNR 값이 증가하는 모습을 보여준다. 하지만 임플란트의 중간 부분 측정 시 SNR과 CNR이 증가하다가 떨어지는데 이는 임플란트를 세운 왁스와 Fig. 10과 같이 고선량 시 발생 되는 인공줄무늬(Streak artifact)의 영향 때문에 결과값이 떨어진다고 판단된다. Table 8과 Table 9에서도 SNR 값과 CNR 값이 증가하는 모습을 보이지만 고선량에서는 인공줄무늬에 의해 SNR 값과 CNR 값이 떨어지는 모습을 보임으로써 선량이 높아도 인공물이 완전히 사라지지 않는 모습도 관찰할 수 있었다. 그리고 전반적으로 MAR 기능을 사용하지 않은 영상은 데이터 값이 일정하지 않은 모습을 나타내고 있으며 빔 경화 인공물이 일어나 영상에서 검은 줄(Dark band) 형태의 모습을 볼 수 있다. 따라서, MAR 기능 사용 시 Fig. 10에서 볼 수 있듯이 확실히 임플란트 주위의 인공물도 감소시키고 영상에서 금속이 튀지 않고 본래의 세부적인 모습과 크기로 영상 구현 시 도움을 준다는 점을 알게 되었다.

5 점 리커트 척도를 진행한 정성적인 평가에서도 확인할 수 있는데, 2번 문항의 결과값은 높은 선량에서 Cross-sectional view에서 임플란트 이미지의 개선이 되었다고 볼 수 있었다. 5 번 문항의 결과값도 Cross-sectional view에서 임플란트의 세부 구조물이 더 잘 보인다는 결과가 높게 나와 실제로 MAR 기능 사용 시 임플란트의 영상의 질을 향상시킨다는 결과값을 얻을 수 있었다. Axial view에서 임플란트 크기의 관한 7 번 문항에서는 영상에서의 금속 인공물이 감소했고 실제 임플란트 크기의 영상을 얻을 수 있었던 결과를 도출할 수 있었다. 그리고 8 번과 10 번 항목을 통해 빔 경화 인공물 감

소에는 MAR 기능이 좋은 영향을 미쳤지만, 상대적으로 높은 선량일 때 인공줄무늬가 생기는 특이점을 찾을 수 있었다. 따라서 특이점을 제외하고는 모든 영상이 정상적인 평가와 유의한 결과를 도출할 수 있었고 영상의 질 향상을 확인할 수 있었다.

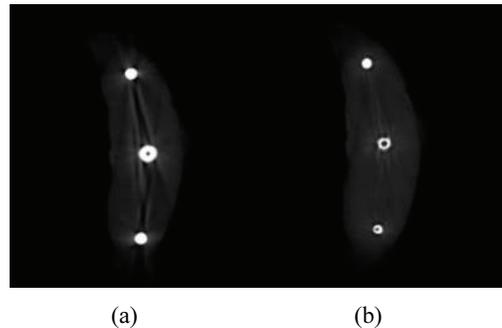


Fig. 10. Beam-hardening artifact image without MAR (a) and Streak artifact image with high radial dose (b).

그리고 본 연구에서는 MEAN, SNR, 그리고 CNR 값들의 이상적인 결과값을 보면 임플란트 상단부의 선량은 100 kVp, 8 mA 일 때 정상적인 영상의 값이 가장 좋았고 중단과 하단 부분에서는 100 kVp, 9 mA 일 때 값이 본 연구에서는 가장 적합하였다. 영상 치의학 분야에서는 CBCT를 이용한 MAR 기능에 관한 선행 연구들^[4,5]은 진행된 사례가 있지만, 이를 이용하여 취득한 데이터에 대한 정상적인 평가를 연구한 사례는 찾기 힘들었다. 그리고 이 연구를 진행하면서 선량이 높으면 임플란트의 영상이 무조건 좋을 것이라는 추측 외의 다른 다양한 결과를 도출할 수 있었다. 추후에 CBCT를 이용하여 영상의 화질평가와 함께 SNR과 CNR 값이 좋은 영상들을 이용하여 선량별 영상들과 비교를 통해 PSNR 값을 이용한 선량 감소 방안에 대한 방향도 제시할 수 있을 것이다.

V. CONCLUSION

본 연구를 통해 관전압의 증가는 금속 인공물을 감소시키고 정확한 크기의 영상과 좋은 SNR과 CNR로 영상의 질을 높일 수 있음을 알 수 있었다. 또한 MAR 기능의 사용은 임플란트 주변의 인공물 감소와 SNR 값과 CNR 값을 증가시켜 영상의 질이 향상되는 것을 확인할 수 있었다. 부위마다 약간의

증감 차이는 있었고 선량이 높은 경우에도 인공물이 발생하는 경우도 존재했지만, 전체적인 결과 값들에서는 영상의 질이 개선되었고 추후에 여러 가지 변수들을 추가하여 영상 치의학 분야에서의 영상의 질을 높이는 동시에 의료방사선에 의한 환자 피폭선량 저감까지 고려한 심도 있는 연구와 방사선사의 끊임없는 노력이 필요하리라 사료 된다.

Reference

- [1] C. H. Ahn, "How to Choose and Use the CBCT", *The Journal of the Korean Dental Association*, Vol. 52, No. 3, pp. 132-138, 2014. <http://doi.org/10.22974/jkda.2014.52.3.001>
- [2] Y. K. Kim, S. Yang, T. U. 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. <https://doi.org/10.17946/JRST.2020.43.2.79>
- [3] C. S. Song, "Assessment of the Tendency of Metal Artifact and the Effectiveness of MAR (Metal Artifact Reduction) by the Metal Dental Material during the Cone Beam CT Scan", *KRTA 50th Annual Meeting & International Joint Conference*, pp. 2-4, 2015.
- [4] H. J. Kim, J. Yoon, "Analysis of the artifact reduction rate for the types of medical metals in CT with MAR algorithm", *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*, Vol. 17, No. 9, pp. 655-662, 2016. <https://doi.org/10.5762/KAIS.2016.17.9.655>
- [5] H. Yoo, "Analysis of differences in absorption of dental materials using the MAR algorithm", *KRTA 50th Annual Meeting & International Joint Conference*, pp. 2-7, 2015.
- [6] H. G. Lim, S. H. Kim, T. H. Kim, W. Y. So, T. H. Lee, S. C. Kim, J. T. Kim, "Development of Qualitative Evaluation of Medical Radiation Protective Apron", *Journal of Radiological Science and Technology*, Vol. 40, No. 3, pp. 453-460, 2017. <https://doi.org/10.17946/JRST.2017.40.3.13>
- [7] D. H. Kim, S. H. Kim, "Convergence Performance Evaluation of Radiation Protection for Apron using the PSNR", *Journal of Digital Convergence* Vol. 13, No. 10, pp. 377-383, 2015. <https://doi.org/10.14400/JDC.2015.13.10.377>
- [8] S. H. Kim, Y. M. Kim, K. T. Kwon, S. Ch. Ma, D. G. Han, "A Analysis of Effectiveness of Aluminium Filter in the added Compound Filtration by Detective Quantum Efficiency and Image Quality Evaluation", *Journal of the Korean Content Association*, Vol. 15, No. 10, pp. 362-373, 2015. <https://doi.org/10.5392/JKCA.2015.15.10.362>
- [9] G. S. Bok, S. H. Kim, "Effect of Patient Size on Image Quality and Dose Reduction after Added Filtration in Digital Chest Tomosynthesis", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 12, No. 1, pp. 23-30, 2018. <https://doi.org/10.7742/jksr.2018.12.1.23>
- [10] R. C. Fontenele, E. H. L. Nascimento, G. M. Santaella, D. Q. Freitas, "Dose the metal artifact reduction algorithm activation mode influence the magnituded of artifacts in CBCT images?", *Imaging Science in Dentistry* Vol. 50, No. 1, pp. 23-30, 2020. <https://doi.org/10.5624/isd.2020.50.1.23>
- [11] Solaleh Shahmirzadi, Rana A. Sharaf, Sarang Saadat, William S. Moore, Hassem Geha, Dania Tamimi, Husniye Demirturk Kocasarac, "Assessment of the efficiency of a pre-versus post-acquisition metal artifact reduction algorithm in the presence of 3 different dental implant materials using multiple CBCT settings : An in vitro study", *Imaging Science in Dentistry*, Vol. 51, No. 1, pp. 1-7, 2021. <http://doi.org/10.5624/isd.20200094>
- [12] I. S. Q. Bezerra, F. S. Neves, T. V. Vasconcelos, G. M. B. Ambrosano, D. Q. Freitas, "Influence of the artefact reduction algorithm of Picasso Trio CBCT system on the diagnosis of vertical root fractures in teeth with metal posts", *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 44, No. 6, 2015. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140428>
- [13] B. Bechara, CA McMahan, H. Geha, M. Noujeim, "Evaluation of a cone beam CT artefact reduction algorithm", *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 41, No. 5, pp. 422-428, 2012. <https://doi.org/10.1259%2Fdmfr%2F43691321>
- [14] H. J. Kim, "Usefulness Evaluation of Application of Metallic Algorithm Reducing for Beam Hardening Artifact Occur in Typical Brain CT Image", *Journal*

- of the Korean Society of Radiology Vol. 12, No. 3, pp. 389-395, 2018.
<http://doi.org/10.7742/jksr.2018.12.3.389>
- [15] E. Şebnem K. C., H. D. Kocasarac, S. Bayrak, G. Ustaoglu, M. Noujeim, "Estimation of contrast-to-noise ratio in CT and CBCT images with varying scan settings in presence of different implant materials", *Dento maxillo facial Radiology*, Vol. 48, No. 8, 2019.
<https://doi.org/10.1259/dmfr.20190139>
- [16] T. V. Vasconcelos, Boulos B Bechara, C. A. McMahan, D. Q. Freitas, M. Noujeim, "Evaluation of artifacts generated by zirconium implants in cone-beam computed tomography images", *ORAL AND MAXILLOFACIAL RADIOLOGY*, Vol. 123, No. 2, pp. 265-272, 2017.
<https://doi.org/10.1016/j.o000.2016.10.021>
- [17] H. L. Lee, J. M. Kim, C. H. Park, N. S. Park, W. S. Jung, "Evaluation of CBCT image quality according to location in the irradiation field and radiation imaging conditions", *KRTA 50th Annual Meeting & International Joint Conference*, 2016.
- [18] H. D. Kang, "A research about guideline of image evaluation in dental diagnostic radiology", *Institution of Kyung-hee University medical center*, pp. 45-77, 2009.

ConeBeam CT로 임플란트 검사 시 MAR 기능 유무와 선량조건에 따른 정량적 및 정성적 평가

안현준¹, 김상현^{2,*}

¹서울대학교병원운영 서울특별시 보라매병원 치과 방사선과

²신한대학교 방사선학과

요 약

본 연구는 각각의 방사선 선량 조건을 나눠 검사할 때 MAR 기능의 사용과 영상 품질을 평가하기 위해 수행되었다. 실험을 위해 임플란트가 박힌 간단한 Periapical Phantom을 만들었고, CBCT 장비를 이용하여 선량 조건별로 MAR 기능의 유무에 따라 영상을 획득하고 실험에 임하였다. 본 연구에서는 Image J 프로그램을 이용하여 MEAN, SNR, 그리고 CNR 값들을 획득하였고, 통계 분석을 통해 Abutment of Implant 부분은 100 kVp, 8 mA 조건일 때, Center of Implant와 Apex of Implant 부분에서는 100 kVp, 9 mA 조건일 때 영상이 가장 정량적이고 적합한 값이었다. 따라서 방사선량이 증가하면 영상의 Pixel value, SNR, CNR 값이 상승해 화질이 향상되고, MAR 기능을 사용하면 Artifact가 줄어드는 것을 확인할 수 있었다.

중심단어: Pixel value, SNR, CNR, MAR, Artifact

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	안현준	서울대학교병원운영 서울특별시 보라매병원 치과 방사선과	연구원
(교신저자)	김상현	신한대학교 방사선학과	교수