



Original Article

치과위생사의 CBCT 영상 품질관리를 위한 팬텀의 개발 및 평가

이새롬¹, 강주희²

¹신구대학교 치위생학과, ²서울대학교치과병원 영상치의학과

Development and evaluation of a phantom for CBCT image quality control of dental hygienists

Sae-Rom Lee¹, Ju-Hee Kang²

¹Department of Dental Hygiene, Shingu College

²Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Seoul National University Dental Hospital

Corresponding Author: Ju-Hee Kang, Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Seoul National University Dental Hospital, 101 Daehak-ro, Jongno-gu, Seoul-si, 03080, Korea. Tel: +82-2-2072-0207, Fax: +82-2-741-0401, E-mail: juhee104@snu.ac.kr

ABSTRACT

Objectives: We developed a phantom to assess the quality of cone-beam computed tomography (CBCT) images using materials commonly used in dentistry. This study aimed to raise awareness and promote ongoing education for dental hygienists in the field of CBCT image quality control. **Methods:** The phantom and instruments were scanned using CBCT at 80 kVp and 10 mA, with an exposure time of 17s. The images were evaluated for contrast resolution, uniformity, and metal artifacts. The acquired images were extracted and analyzed in the DICOM format using On-Demand 3D software. **Results:** The images showed various grayscale contrast across all five materials. Uniformity was measured in five regions of the phantom, with average gray scale values ranging from -81.2~68.1. The evaluation of the metal artifacts revealed that the cylindrical titanium block exhibited the least magnification, whereas the triangular block exhibited the most. **Conclusion:** Dental hygienists should be aware that CBCT images may contain errors and focus on maintaining the image quality and engaging in continuous education.

Key Words: CBCT, Dental hygienist, Quality control

색인: 콘빔CT, 치과위생사, 품질 관리

서론

기술의 발전과 함께 여러 가지 3차원 정보를 제공하는 CBCT (Cone Beam Computed Tomography)의 영상도 진단의 중요한 도구로 발전하였다[1,2]. CBCT는 적은 선량으로 효과적인 영상을 제공할 수 있는 진단 도구로 인식되어 해마다 빠른 속도로 수요가 증가하고 있다[3, 4]. CBCT 영상의 경우 장비의 노출선량, 촬영자의 숙련도 등에 따라 다양한 영상특성을 보이기 때문에 영상의 품질관리가 반드시 필요하다[5]. 이로 인해 1974년 미국 식품 의약품국(FDA: Food and Drug Administration)에 Bureau of Radiological Health (BRH)에서 의료 방사선시설에 대한 화질 평가 방법을 개발하였고 이후 권고사항이 발표되었다[6,7]. 이후 미국 의학물리학자협회(AAPM: The American Association of Physicists in Medicine)에서 고안한 팬텀이 화질 평가에 이용되었으며[5], 현재는 주로 SEDENTEXCT IQ 팬텀이 CBCT 영상의 질을 평가하는데 사용되고 있다[8]. CBCT 영상 품질관리는 크게 X선관과 발생장치, 환자선량, 정량적 영상품질 3가지 검사가 필요하다[9]. X선관과 발생장치는 3년마다 진행되는 진단용 방사선 발생장치 정기검사를 통해 이루어지며, 환자 선량은 국가 진단참고수준 조사를 통해 관리되고 있

다. 그러나, 정량적 영상평가는 체계적으로 이루어지지 않고 있다[10]. X선관과 발생장치 검사는 전류의 출력 일관성, 여과, 관전압, 조사야 크기, 누설방사선을 검사한다. 환자선량은 환자의 면적선량이 제조사 사양과 같은지, 환자선량이 과거, 국가, 국제 수준과의 차이를 비교한다. 정량적 영상화질은 팬텀을 사용하여 영상 흑화도, 대조도 분해능, 균일도, 한계 분해능(최대공간분해능), 상의 왜곡과 확대 등을 평가한다. 하지만 영상의 품질관리가 지속적으로 이루어 지지 않고 있다[11]. 이에 각 의료기관에 보급된 CBCT 기기들의 정량적 영상평가에 대한 방안이 필요하다. 지금까지의 국내 연구는 팬텀을 이용하여 선량을 평가하거나 대조도 분해능만 평가하는 단일 항목 평가 연구[4,5]가 대부분으로 여러가지 항목을 검사한 CBCT 영상 품질관리 연구는 매우 부족하다. 본 연구는 임상에서 흔히 사용되는 치과재료로 CBCT 영상의 품질을 정량적으로 평가하는 도구를 개발하여 이에 대한 접근성을 높이고 의료기관에서 지속적으로 정량적 영상의 품질 관리가 중요하다는 인식을 재고할 수 있도록 하였다.

연구방법

1. 연구도구

1) 팬텀 설계

팬텀은 PMMA (Polymethyl methacrylate, Plexiglas®)를 사용하여 본체와 부속으로 구성되었다. 본체는 교정용 아치와이어를 이용하여 악궁의 형태를 재현하였다(Fig. 1>. 부속은 모두 PMMA 블록으로 영상 대조도, 균일도, 금속 인공물을 평가할 수는 있는 형태를 추가하였다. 영상 대조도 측정도구는 PMMA 블록(가로 40 mm, 세로 40 mm, 높이 10 mm)의 내부에 직경 8 mm, 깊이 5 mm의 둥근 구멍 5개를 블록에 천공하고 각각 대조가 다른 치과재료를 채웠다. 하나는 점도가 높은 Polyvinylsiloxane (PVS) 고무인상재(Express™ VPS Impression Material, 3M ESPE, St. Paul, USA), 두 번째는 점도가 낮은 Polyvinylsiloxane (PVS) 고무인상재(Express™ VPS Impression Material, 3M ESPE, St. Paul, USA), 세 번째는 파라핀 왁스(Modeling wax, Atria, Seoul, Korea), 네 번째는 아크릴 레진(SR Triplex Cold, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Europe), 마지막은 복합 레진(Estelite Flow Quick®, Tokuyama Dental America Inc., Burlingame, USA)으로 채웠다(Fig. 2a>. 균일도 측정 도구는 악궁의 형태를 재현한 팬텀의 본체를 이용하여 측정하였다(Fig. 2b>. 마지막으로 금속 인공물 평가 측정 도구는 PMMA블록(가로 40 mm, 세로 40 mm, 높이 15 mm)에 직사각형 구멍(가로 10 mm, 세로 20 mm, 높이 10 mm)을 내어 원형, 삼각, 직사각형의 티타늄 블록(가로 5 mm, 세로 15 mm)을 넣고 남은 공간은 아가 인상재로 채워 굳힌 후 측정하였다(Fig. 2c>.

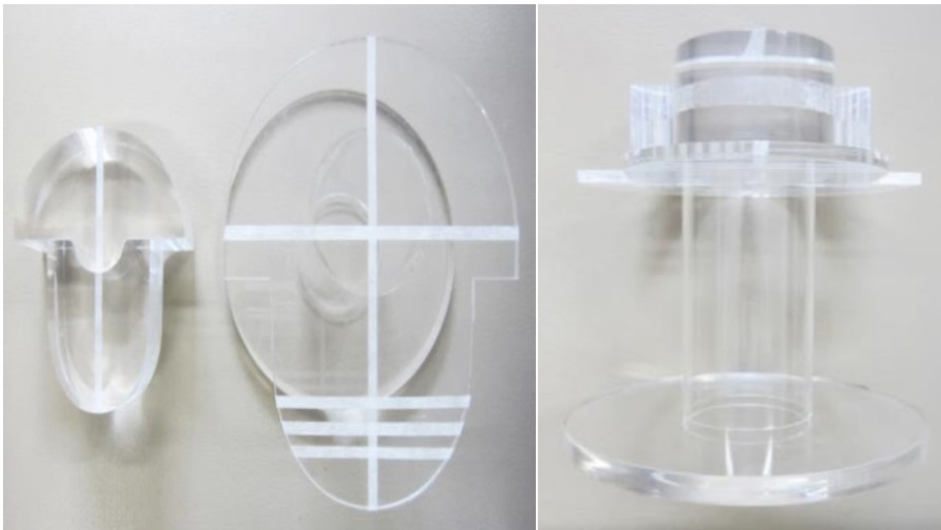


Fig. 1. The main body of the phantom that was made up of polymethyl methacrylate (Plexiglas) was composed of the shape of a base that can be placed on the CBCT and was designed to reproduce the shape of the ideal dental arch.

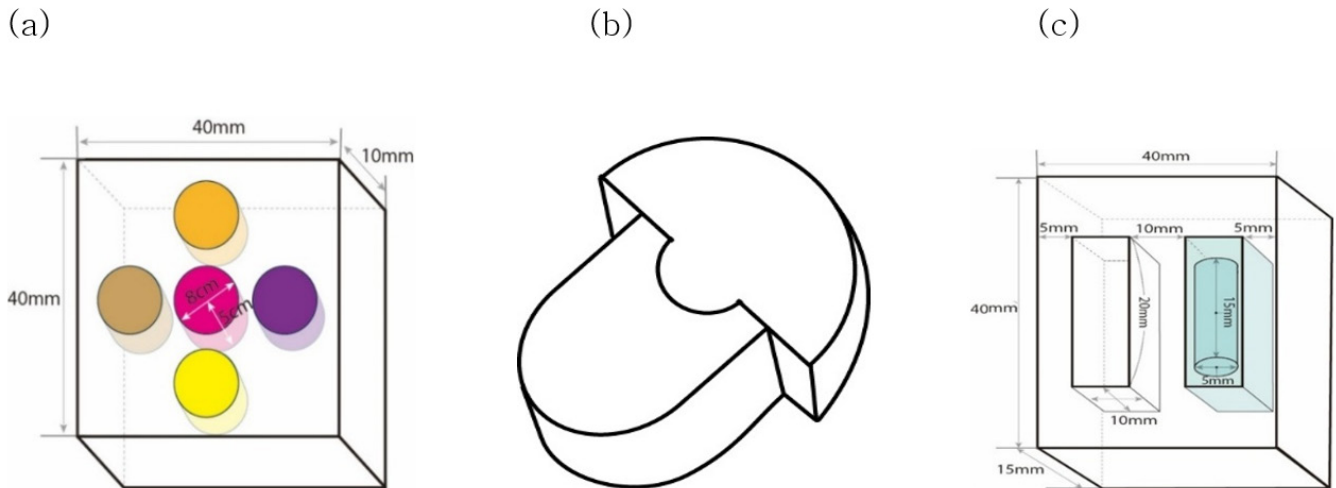


Fig. 2. The following illustration details the use of auxiliary instruments (a) Contrast resolution instrument: Five circular apertures were created and filled with contrasting dental impression materials, as outlined below: Orange-acrylic resin, Gold-composite resin, Pink-paraffin wax, Purple-polyvinylsiloxane (heavy body), Yellow-polyvinylsiloxane (light body). (b) Uniformity instrument: The primary body. (c) The metal artefact instrument: It was employed to create a rectangular apertures in the resin block which was then filled with three different titanium block shapes (cylinder, triangular, and rectangular). The gap between the metal and the surrounding space was filled with agar impression material.

2) 영상 촬영

영상 특성을 평가하기 위해 개발한 팬텀을 바닥과 평행하게 배치하여 CBCT 영상을 획득하였다. CBCT 이미지는 Alphard-3030 (Asahi Roentgen Co., Ltd., Kyoto, Japan)장비를 사용하였으며, 선량은 80 kVp, 10 mA, 17초의 노출로 촬영하였다. 이미지는 재구성을 위해 On-Demand 3D 소프트웨어(ver. 1.0; Cybermed Inc., Seoul, Korea)를 사용하여 DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 형식으로 추출하여 분석하였다<Fig. 3>.

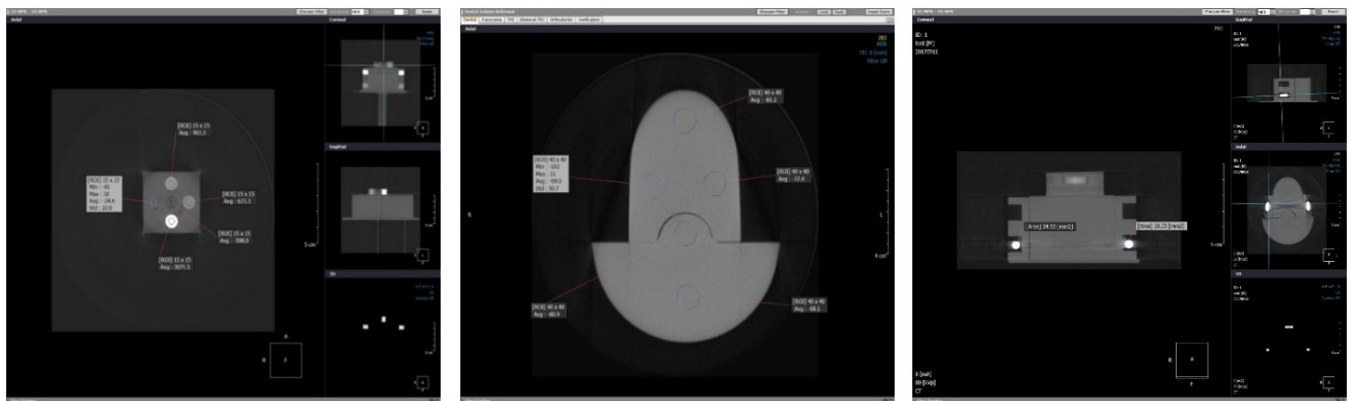


Fig. 3. The utilisation of CBCT images within the On-Demand software.

2. 자료분석

1) 영상의 대조도(Contrast resolution)

영상 대조도 평가는 서로 구별되는 물질의 회색조의 평균과 표준편차를 측정하여 기준을 설정하고 추후 동일하게 촬영하여 기준과 비교하여 동일하게 유지될 수 있도록 지속적인 평가가 가능하도록 한다. 대조도 분석을 위해 측정 도구를 팬텀의 중앙, 좌, 우 방향에 위치시켜 촬영하였다(Fig. 4). 촬영된 영상에서 표준화된 관심영역(Standardized region of interest (ROI))을 가로 15, 세로 15 픽셀(Pixel)을 설정하였다. 모든 ROI에서 총 10회를 측정하여 평균 회색조 및 표준편차를 비교하였다.

2) 균일도(Unifomity)

균일도 평가는 동일하게 영상을 획득하여 팬텀의 부위별 회색조 값을 측정하여 비교하고 추후 유지 여부 평가 시 육안으로도 심각한 균일도의 문제가 없어야 한다. 영상의 균일도는 팬텀의 본체 중앙부위와 전, 후, 좌, 우 부위에서 가로 40, 세로 40 픽셀의 관심영역의 크기를 설정하여 총 10회 측정하여 회색조의 평균과 표준편차를 측정하였다.

3) 금속 인공물(Metal artifact)

금속 인공물 평가는 측정할 블록을 삽입하여 영상을 획득하고 블록의 실제 형태와 차이를 측정한다. 추후 동일한 팬텀으로 촬영하여 실제와의 차이를 비교하고 동일한 값으로 지속적인 평가가 가능하도록 한다. 평가는 측정 도구를 촬영한 영상에서 티타늄 블록의 단면적을 구하고 실제값과 비교하여 이 차이를 비율로 나타내었다.



Fig. 4. The primary body of the phantom was positioned in a parallel alignment with the ground, with the ancillary instruments positioned at three distinct locations: on the left, right, and centre of primary body

연구결과

1. 영상의 대조도 평가

영상 대조도 평가는 서로 구별되는 5개의 치과 재료의 평균 회색조와 표준편차를 나타냈을 때, 점도가 낮은 고무인상재는 우측이 746.51에서 903.19까지 나타났고, 점도가 높은 고무인상재는 우측 -16.14에서 좌측 -77.82까지의 평균 회색조 값의 기준으로 측정되었다. 복합 레진은 우측 2509.37에서 3071.50까지, 아크릴 레진의 경우 우측 570.21에서 좌측 673.27까지, 파라핀 왁스는 우측 -197.72에서 좌측 -308.01까지 측정되었다. 위치별 표준편차의 차이는 복합 레진을 제외하고 나머지 재료에서 모두 중앙 부위에서 적고, 좌우측에서 높게 나타났다(Table 1).

Table 1. Mean and standard deviation (SD) values of the gray scale in the standardized region of interest (ROI) for five impression materials, according to their positions within the phantom

Impression materials	Right		Center		Left	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Heavy body	746.51	35.73	773.50	29.56	903.19	23.30
Light body	-16.14	28.01	-29.40	19.39	-77.82	25.33
Composite resin	2,509.37	61.44	2,594.80	54.81	3,071.50	0.20
Acrylic resin	570.21	24.21	569.50	23.90	673.27	25.41
Paraffin wax	-197.72	32.52	-214.70	26.34	-308.01	44.00

2. 영상의 균일도 평가

개발된 팬텀의 중앙부위와 전, 후, 좌, 후의 총 5개 그룹의 회색조 값의 평균과 표준편차 결과는 <Table 2>에 제시하였다. 위치에 따른 회색조의 평균은 앞쪽에서 -81.20값, 뒤쪽에서 -68.11값, 중앙에서 -80.88값, 우측에서 -69.03값, 좌측에서 -77.43값으로 나타났으며, 표준편차는 중앙 부위에서 가장 높았고, 앞쪽과 오른쪽에서 가장 적게 나타났다.

Table 2. Radiographic gray scale densities were measured at five area within a ROI with the objective of conducting a uniformity instrument

Objective	Anterior	Posterior	Center	Right	Left
Min	-181.00	-174.00	-177.00	-163.00	-187.00
Max	50.00	14.00	31.00	31.00	17.00
Mean	-81.20	-68.11	-80.88	-69.03	-77.43
SD	30.72	31.79	34.90	30.72	33.71

3. 금속 인공물 평가

금속 인공물 측정에서는 팬텀의 티타늄 블록의 실제보다 영상에서 측정값의 차이가 나타났다. 원통형 그룹에서 불일치도 차이가 113.00%에서 115.00%로 가장 낮아 확대와 왜곡이 가장 적었고, 삼각형 블록 그룹에서 112.30%에서 122.50%로 확대와 왜곡이 가장 많았다.

위치에 따른 차이는 삼각형과 직사각형 모두 중앙부위보다 좌측과 우측의 영상에서 더 큰 차이를 나타냈다. 삼각형의 경우 중앙 부위의 불일치도는 112.30%였으나 우측은 120.90%, 좌측은 122.50%로 중앙보다 차이가 많았다. 마찬가지로 직사각형의 경우 중앙 부위의 불일치도는 109.20%였으나 우측은 113.30%, 좌측은 111.00%로 중앙보다 차이가 더 많음을 나타내었다<Table 3>.

Table 3. The real area of the titanium block as well as the discrepancy in area on the CBCT image, is contingent on the phantom's position and geometry

Actual titanium block area (mm ²)		Right		Center		Left	
		Measured area (mm ²)	Discrepancy ratio (%)	Measured area (mm ²)	Discrepancy ratio (%)	Measured area (mm ²)	Discrepancy ratio (%)
Cylinder	19.62	22.16	113.00	22.57	115.00	22.43	114.30
Triangular	10.81	13.07	120.90	12.14	112.30	13.25	122.50
Rectangular	25.00	28.33	113.30	27.30	109.20	27.74	111.00

총괄 및 고안

디지털 영상 촬영에 사용하는 치과용 CBCT는 장비에 따라 획득되는 이미지 질(Quality of image)의 차이가 발생한다[12]. CBCT 영상 평가에서 주된 요소는 각 회색조, 대조도, 균일도, 공간 해상도, 기하학적 정확성, 금속인공물 등이 있다. 이를 관리하기 위하여 이미지를 기준에 따라 지속적으로 평가를 할 수 있는 정량적 팬텀이 필요하다. Park 등[13]의 연구에 따르면 실제 환자 CBCT영상에서 정량적 평가는 높은 신뢰도

와 정확성을 입증하여 영상의 정확도와 효과적인 치료에 도움이 될 수 있다고 보고하여 본 연구의 목적을 뒷받침할 수 있다. Torgersen 등[10]에 의하면 치과용 CBCT와 CT 영상의 균일성 평가는 상당히 다른 차이를 보인다. 체적을 획득하거나 beam-shaping 필터의 문제 때문에 치과용 CBCT 장비는 균일하지 못한 측정을 하기도 한다. 또한, 영상을 얻는 스캐너를 제조하는 업체에 따라서도 다르다[14]. 본 연구에서는 하나의 CBCT 장비만을 사용하여 영상을 획득하고 기준값을 설정하였고 장비의 오류와 특성을 감안하였을 때 이는 한계가 있다. 연구 결과에서 영상의 대조도 평가의 경우 이미지 품질관리의 필수 조건이며 서로 구별되는 각 물질의 화소값과 표준편차를 측정하는 방법이다[9]. 본 연구에서는 영상의 대조도 평가에서는 동일한 재료가 동일한 회색조를 나타내는지 평가하기 위해 평균값을 구하였고, 서로 다른 치과재료 간의 밀도 차이에 따라 회색조의 차이가 표현되었다. 또한 위치에 따라 회색조의 표준편차가 크거나 작은 차이를 보였다. 이는 CBCT의 장비는 빔의 기하학적인 형태로 인해 영상의 중심에서 거리에 따라 화소값이 달라질 수 있다는 특징을 가지고 있기 때문에 영상의 중심에 가까운 중앙부위보다 좌우측의 편차가 더 높아진 본 연구의 결과와 연결된다. 영상의 균일성 평가는 중앙부위의 회색조 평균값과 비교하여 후방부위에서 차이가 가장 많았고, 전방부위에서 차이가 가장 적었다. 좌·우측의 오차범위가 3% 미만으로 적게 나타났고, 전·후측의 오차범위는 그보다 크게 나타났다. 금속 인공물에 의한 평태의 왜곡은 영상의 티타늄 블록의 단면을 측정했을 때, 실제의 크기와 비교하여 차이가 나타났다. 이는 티타늄 임플란트로 인한 이미지의 왜곡 효과를 평가하기 위해서 선별된 평가방법이다. Schulze RK 등[14]에 의하면 티타늄 팬텀을 촬영했을 때, 영상에서 확대가 나타났고 관전압에 따라서 달라짐을 알 수 있다. 본 연구에서는 동일한 관전압, 관전류, 노출시간을 사용하여 이미지를 도출하였기 때문에 추후 다양한 프로토콜로 인한 이미지의 변화에 대한 부분도 지속적인 연구가 필요할 것이다.

이 연구는 치과위생사가 치과 재료를 이용하여 개발한 팬텀을 이용하여 CBCT 이미지를 촬영하고 지속적인 정량 평가가 가능함을 제공하고자 시행하였다. 팬텀을 이용한 주기적인 영상 평가는 사용하는 기기의 영상 품질 저하를 객관적으로 알 수 있는 유일한 방법이다. 일반적으로 기존에 정량적 평가를 위해 사용되는 SEDENTEXCT IQ 팬텀의 경우 원통형으로 제작되어 작은 부속을 넣는 형태로 크기가 크고 비용이 고가이며 쉽게 사용하기 어렵다[8]. 본 연구에서는 CBCT 촬영시에 팬텀의 촬영 위치 등 손쉽게 촬영을 할 수 있도록 팬텀은 악궁과 유사한 해부학적 형태로 제작하였다. 또한 지속적으로 평가를 하기 위해서는 평가 과정 또한 축소하는 것이 필요하다고 생각하여 3가지 평가를 연구하였다. 추후 연구에서는 간략한 팬텀을 개발하고 평가자에 따른 오류를 줄여 더 편리하고 적인 평가법이 되도록 해야 한다. CBCT의 발전으로 디지털 이미지는 시간의 효율성을 높여 정확한 진단을 내리는데 도움이 된다. 하지만 방사선 영상의 정확도를 평가하기 위한 연구에서 아날로그 이미지보다 오류에 취약하며 디지털 이미지의 화질에 따라 정확도가 현저히 떨어졌다는 것을 알 수 있다[12]. 여러 선행 연구에서도 알 수 있듯이, 정확한 이미지의 구현을 하기 위해서는 디지털 이미지의 품질 평가를 통해 장비의 특성을 알고 이미지 품질에 영향을 줄 수 있는 선량 등의 문제를 파악하는 것이 필요하다[15-17]. 본 연구의 한계점은 여러 개의 장비가 아닌 하나의 장비를 사용한 연구로 이미지의 기준값을 모두 적용하기에는 한계가 있다. 또한, 선량의 차이를 두지 않고 하나의 선량과 노출시간으로 실험하고 분석하였다. 추후 연구에서는 CBCT장비의 다양성과 선량 그리고 노출시간 등 여러 차이를 두어 실험하여 본 연구의 한계성을 극복하는 것이 필요하다. 그럼에도 임상에서 가지고 있는 재료로 평가 가능한 항목을 설계하여 영상의 품질을 평가할 수 있도록 기준값을 만들어 활용할 수 있도록 결과를 도출한 것에는 의미가 있다. 또한 영상의 품질이 지속적으로 저하되지 않는지, 실제와 영상의 오차가 발생하지는 않는지를 이해하고 지속적으로 관심을 가지고 교육할 필요가 있다.

결론

본 연구는 고가의 정량적 팬텀이 아닌 치과에서 흔히 사용되는 재료로 팬텀을 개발하여 CBCT 이미지를 평가하여 기준값을 확인하였다.

1. 영상의 대조도 평가에서는 재료간의 밀도 차이가 평균 회색조로 다양하게 나타났으며, 위치별 표준편차는 중앙의 위치한 경우가 좌우에 비해 높게 나타났다.
2. 영상 균일도 평가에서 위치에 따라 회색조의 평균값이 -68.1부터 -81.2까지 차이가 나타났고, 표준편차는 중앙부위에서 가장 높고, 앞쪽과 오른쪽에서 가장 낮게 나타났다.
3. 금속 인공물 측정에서는 팬텀의 티타늄 블록의 실제보다 영상에서 측정값의 차이가 나타났다. 원통형 그룹에서 불일치도 차이가 113.0%에서 115.0%로 가장 낮았고, 삼각형 블록 그룹에서 112.3%에서 122.5%로 차이가 가장 높았다.

CBCT 이미지 화질의 기준을 마련하고 일관성을 평가하기 위한 접근은 특별한 장비나 복잡한 훈련 없이 영상의 품질이 지속적으로 저하되지 않는지 평가가 가능하였다. 치과위생사는 CBCT 영상의 오차가 발생할 수 있음을 이해하고 영상의 품질 유지 필요성에 대해 적극적인 관심이 필요하다. CBCT장비와 촬영에만 초점을 맞추기 보다 진단에 더 유용한 CBCT이미지가 유지될 수 있도록 보다 효과적인 교육 방안을 모색해야 할 것이다.

Notes

Author Contributions

Conceptualization: SR Lee, JH Kang; Data collection: SR Lee; Formal analysis: SR Lee, JH Kang; Writing-original draft: SR Lee; Writing-review&editing: SR Lee, JH Kang

Conflicts of Interest

The authors declared no conflicts of interest.

Funding

None.

Ethical Statement

Non-human or animal research

Data Availability

Data can be obtained from the first & corresponding author.

Acknowledgements

None.

References

1. Choi YS, Hwang EH, Kim GT. Radiation doses and quality assurance in Cone Beam CT (CBCT). J Korean Dent Assoc 2014;52(3):153-63.
2. Kiljunen T, Kaasalainen T, Suomalainen A, Korttinen M. Dental cone beam CT: a review. Phys Med 2015;31(8):844-60. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.09.004>
3. Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, et al. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. Eur J Radiol 2010;75(2):265-9. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2009.03.042>
4. Lee ET, Kim GT, Choi YS, Hwang EH. Radiation absorbed doses of cone beam computed tomography. Korean J Oral Maxillofac Radiol 2007;37(2):87-92.
5. Han CW, Kim GT, Choi YS, Hwang EH. Image characteristics of cone beam computed tomography using a CT performance phantom. Korean J Oral Maxillofac Radiol 2007;37(2):157-63.
6. American academy of dental radiology quality assurance committee. Recommendations for quality assurance in dental radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 1983;55(4):421-6. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(83\)90198-6](https://doi.org/10.1016/0030-4220(83)90198-6)
7. Roger L. Quality assurance programs for diagnostic radiology facilities. 1st ed. Washington D.C: HEW Publication (FDA); 1980: 8-27.
8. Watanabe H, Nomura Y, Kurabayashi A, Kurabayashi T. Spatial resolution measurements by Radia diagnostic software with SEDENTEXCT image quality phantom in cone beam CT for dental use. Dentomaxillofac Radiol 2018;47(3):20170307. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20170307>
9. Korean Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. 2022 life tables for Korea [Internet]. Korean Academy of Oral and Maxillofacial Radiology; 2022[cited 2025 Feb 10]. Available from: https://kaomfr.org/bbs/board.php?bo_table=B_00604&wr_id=58&sfl=wr_subject&stx=%ED%8F%89%EA%B0%80&sop=and.
10. Torgersen GR, Hol C, Moystad A, Hellen-Halme K, Nilsson M. A phantom for simplified image quality control of dental cone beam computed tomography units. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2014;118(5):603-11. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2014.08.003>

11. Nackaerts O, Maes F, Yan H, Couto Souza P, Pauwels R, Jacobs R. Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(8):873-9. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02076.x>
12. Steiding C, Kolditz D, Kalender WA. A quality assurance framework for the fully automated and objective evaluation of image quality in cone-beam computed tomography. *Med Phys* 2014;41(3):031901. <https://doi.org/10.1118/1.4863507>
13. Park CS, Kang SR, Kim JE, Huh KH, Lee SS, Heo MS, et al. Validation of bone mineral density measurement using quantitative CBCT image based on deep learning. *Sci Rep* 2023;13(1):11921. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-38943-8>
14. Schulze RK, Berndt D, d'Hoedt B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2010;21(1):100-7. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01817.x>
15. Hofmann E, Schmid M, Sedlmair M, Banckwitz R, Hirschfelder U, Lell M. Comparative study of image quality and radiation dose of cone beam and low-dose multislice computed tomography-an in-vitro investigation. *Clin Oral Investig* 2014;18(1):301-11. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-0948-9>
16. Bamba J, Araki K, Endo A, Okano T. Image quality assurance of three cone beam CT machines using the SEDENTEXCT CT phantom. *Dentomaxillofac Radiol* 2013;42(8):20120445. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20120445>
17. Uffmann M, Schaefer-Prokop C. Digital radiography: the balance between image quality and required radiation dose. *Eur J Radiol* 2009;72(2):202-8. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2009.05.060>