



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

치의학박사 학위논문

콘빔전산화단층영상의
진단목적에 따른 주관적 화질 평가와
물리적 화질 요소간의 관계

Relationship between Subjective Evaluation
and Physical Image Parameters of Cone-Beam
Computed Tomography Images according to
Diagnostic Task

2015년 2월

서울대학교 대학원

치의과학과 구강악안면방사선학 전공

최진우

콘빔전산화단층영상의
진단목적에 따른 주관적 화질 평가와
물리적 화질 요소간의 관계

지도교수 이 삼 선
이 논문을 치의학박사학위논문으로 제출함

2014년 10월

서울대학교 대학원
치 의 과 학 과 구 강 약 안 면 방 사 선 학 전 공
최 진 우

최진우의 치의학박사학위논문을 인준함
2014년 12월

위 원 장 _____ (인)
부 위 원 장 _____ (인)
위 원 _____ (인)
위 원 _____ (인)
위 원 _____ (인)

국문초록

콘빔전산화단층영상의 진단목적에 따른 주관적 화질 평가와 물리적 화질 요소간의 관계

최진우

서울대학교 대학원 치의과학과 구강악안면방사선학 전공
(지도교수 이삼선)

1. 목 적

본 연구는 콘빔전산화단층촬영영상(CBCT)의 진단목적에 따른 주관적 화질 평가 결과와 물리적인 화질 요소간의 관계를 연구하였다.

2. 재료 및 방법

한 대의 Dinova CBCT장비를 이용하여 24가지 촬영 조건(60, 70, 80, 90, 100, 110kV; 4, 6, 8, 10mA)에서 X선 두부 팬텀과 SedentexCT IQ 팬텀영상을 획득하였다. 다섯 명의 구강악안면방사선 전공자들이 각 조건에서 촬영된 X선 두부 팬텀영상의 화질이 치근단 질환의 진단과 임플란트 술전 평가에 적합한지 여부를 평가하여 적합한 영상과 부적합

한 영상으로 분류하였다. 물리적인 화질 요소 평가를 위해 SedentexCT IQ 팬텀영상에서 변조전달함수(MTF), 대조도 대 잡음비(CNR), 영상의 균일도를 정량적으로 측정하였다. 주관적인 화질 평가에서 적합과 부적합으로 분류된 영상의 물리적인 화질 요소와 노출 조건의 차이를 조사하였으며, 각 진단목적에 적합한 영상으로 분류된 영상들 간에 물리적인 화질 요소의 차이가 있는지를 분석하였다.

3. 결 과

모든 진단 목적에서 적합한 영상군의 MTF와 CNR값은 부적합한 영상군의 MTF, CNR값보다 유의하게 높은 것으로 나타났다($P < 0.05$). 적합 영상군의 관전압이 부적합 영상군의 관전압보다 유의하게 높은 것으로 나타났다($P < 0.05$). 상악의 경우 치근단 질환의 진단에 적합한 영상과 임플란트 술전 평가에 적합한 영상 간에 MTF와 CNR값에 유의한 차이가 나타나지 않았다($P > 0.05$). 하악의 경우 치근단 질환에 적합한 영상의 MTF와 CNR값은 임플란트 술전 평가에 적합한 영상에서보다 유의하게 높았다($P < 0.05$).

4. 결 론

본 연구는 CBCT영상에서 MTF와 CNR값이 높을수록 주관적 화질 평가 결과가 높다는 것을 보여주었다. 상악에서는 주관적 화질 평가에 있어 진단목적이 크게 영향을 미치지 않았으나 하악의 경우 치근단 질환의 진단에는 임플란트 술전 평가에서보다 높은 물리적 화질 요소와 관전압을 필요로 하였다. CBCT영상을 임플란트 술전 평가에 이용할 경우 최적화를 위해 높은 관전압과 낮은 관전류를 설정하는 것이 바람직할 것으로 생각된다.

주요어 : 콘빔전산화단층촬영영상, 화질 평가, 진단 목적

학 번 : 2010- 31209

목 차

I. 서론	-----	1
II. 역사적 배경	-----	3
III. 연구재료 및 방법	-----	9
IV. 연구결과	-----	18
V. 고찰	-----	24
VI. 결론	-----	28
VII. 참고문헌	-----	29

Abstract

I. 서론

콘빔전산화단층촬영(CBCT)장비는 1998년 유럽 시장에서 처음으로 도입되었으며, 다중전산화단층촬영(MDCT)장비에 비해 낮은 선량과 비용상의 이점으로 널리 보급되어 이용되고 있다.^{1,2} 2011년 기준으로 국내에 설치된 전산화단층촬영장비는 2147대³, CBCT장비는 3,016대로⁴ 보고되어, CBCT장비가 수십 년간 이용해오던 CT장비에 비하여 급속도로 증가하였음을 보여준다. 또한 검사건수도 2008년 9,031건에서 2009년 29,552건 1년 만에 3배 이상 증가하였다.⁵ CBCT장비는 MDCT에 비해 선량이 낮다는 보고들이 있으나, 기존의 치과 방사선촬영 장비에 비해서는 여전히 높은 선량을 보이고 있어 급속히 증가하는 CBCT장비의 설치와 검사건수에 맞춰 방사선 방어를 위한 최적화가 필수적이다.²

최적화란 유용한 임상적 화질을 유지하면서 선량을 낮추는 작업을 의미한다.² 현재 많은 종류의 CBCT장비들이 보급되어 있으며, 이들은 다양한 노출조건, 선량, 화질을 보이고 있다.^{1,2,6} 이처럼 다양한 장비들의 최적화를 위해서는 표준화된 화질 평가 방법의 개발이 필요하다.⁷

영상의 화질 평가방법은 관찰자가 주관적으로 평가하는 방법과 팬텀을 이용하여 물리적인 화질요소들의 계측을 통하여 정량적으로 평가하는 방법이 있다. 임상에서 CBCT영상은 임플란트, 매복치, 외상, 치근단 질환의 진단 등 다양한 목적으로 촬영된다. 따라서 영상의 질을 평가할 때에 이런 다양한 진단 목적의 수행에 적합한지 판단해야 한다.⁸⁻¹⁰ 전문가에 의한 주관적인 화질 평가방법이 평가기준(gold standard)으로 이용되고 있으나, 이는 주관성으로 인해 표준화하기에 어려움이 따른다.^{6,8,9,11} 따라서 CBCT영상의 표준화된 화질 평가를 위해서는 주관적인 평가방법과 물리적인 화질요소들의 관계를 연구하는 것이 중요하다. 일반적으로 공간해상도, 대조도, 영상의 잡음 수준이 화질과 관계있는 것으로 알려져 있으며, MDCT영상의 정도관리에서도 이러한 화질요소들을 평가하고 있다.^{12,13} 이를 위해서는 표준화된 팬텀이 필요하며, MDCT장비에서는

American Association of Physicists in Medicine(AAPM) report No. 1의 guideline을 따르는 정도관리 팬텀을 사용하고 있으며, CBCT장비에서는 최근 Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray Modality(SedentexCT) 프로젝트를 통해 정도관리 팬텀이 개발되었다.⁷

최적화 과정에서 임상적으로 유용한 화질과 선량은 영상의 촬영 목적에 따라 다르다.² 실제 보고된 연구들을 살펴보면 임플란트 술전 계획 수립을 위한 촬영에서는 환자에 대한 노출량을 줄일 수 있음이 밝혀진 바 있다.^{8,14,15} 그러나 이 연구들은 주관적인 평가방법만을 이용하였으며, 물리적인 화질요소들을 측정하지 않았다. 이처럼 CBCT영상의 주관적 화질 평가방법과 물리적인 화질 요소들간의 관계를 연구한 논문은 거의 없다. 본 논문에서는 CBCT영상의 주관적인 화질 평가 결과와 물리적인 화질 요소, 노출 조건들의 관계를 살펴보았으며, 이들이 영상의 진단목적에 따라 어떻게 달라지는지 연구하였다.

II. 역사적 배경

1. 이론적 배경

1) 최적화

CBCT 촬영은 다른 치과방사선영상의 촬영보다 더 높은 선량을 사용하므로 환자의 피폭 감소를 위해 더욱 주의를 기울여야 한다. 모든 진단 업무에서 동일한 품질의 영상이 필요한 것은 아니며, 영상의 진단목적에 따라 선량을 조절하여 영상을 획득하는 방법을 통해 환자의 피폭량을 줄일 수 있다. 환자의 피폭선량은 관전압, 관전류, 노출시간, 시준, 조사범위(Field of View; FOV), 여과, 투사횟수, 검출기의 종류 등의 요소에 영향을 받는다. 이 중 촬영실에서 쉽게 조절 가능한 요소로는 관전압, 관전류, 노출시간, FOV를 들 수 있다. 노출 조건을 조절하여 선량을 낮추는 것은 바람직하나 과도한 선량감축은 잡음을 증가시켜 진단정보를 제한할 수 있으며, 반대로 높은 선량을 사용하는 것이 반드시 많은 정보를 제공하는 것도 아니다.¹⁶ 최적화는 선량과 화질사이의 타협이며 이를 위해서는 화질을 객관적으로 측정할 수 있는 방법의 개발이 필요하다. 영상의 잡음과 공간해상도, 대조도는 영상품질에서 중요한 지표이며, 특히 잡음은 식별이 어려운 저대조 병변의 진단에 중요하다.¹⁶

2) 공간해상도 측정

영상의 공간해상도를 측정하는 방법으로는 전통적으로 연선패턴(lead bar-pattern)으로 제작된 선쌍(line-pair) 팬텀을 이용하는 방법, 점확산함수(Point Spread Function; PSF)나 선확산함수(Line Spread Function; LSF)를 이용하는 방법 그리고 변조전달함수(Modulation Transfer Function; MTF)의 계산을 통해 측정하는 방법이 있으며, 이를

간략히 설명하면 다음과 같다.

선쌍 팬텀: 단계별로 연선을 촘촘히 배열한 팬텀의 어느 단계까지 영상화하여 구분할 수 있는지 측정한다.

PSF: 피사체의 한 점을 영상에서 한 점으로 표현하는 능력을 뜻하며, 영상의 선예도가 낮은 경우 점이 확산되어 나타나는 정도를 측정할 수 있다.

LSF: 피사체에 있는 하나의 틸이나 계면을 영상에서 하나의 선으로 표현할 수 있는 능력을 의미한다

MTF: PSF 혹은 LSF의 푸리에 변환(Fourier transformation)을 통해 얻을 수 있으며, 영상 시스템의 주파수에 따른 응답을 나타낸다. 공간해상도 측정 시 피사체 사이의 간격이 좁고, 피사체가 작을수록 영상에서의 회색조 차이가 감소하여 구분이 어려워진다. 하지만 피사체간의 간격을 얼마나 잘 나타내는가를 표현한 공간해상도 개념만으로는 회색조 차이가 감소한 정도를 반영할 수 없다. MTF는 이를 보완하여, 공간해상도에 따르는 대조도를 표현하며 다음과 같은 식으로 표현할 수 있다.

$$MTF = \frac{a(\text{출력된 피사체의 대조도차이})}{A(\text{입력된 피사체의 대조도차이})}$$

MTF 그래프 Y축 값 1은 피사체의 대조도 차이가 영상에서 100% 재현된다는 것을 의미하며, X축을 따라서 피사체의 공간해상도가 증가할수록 MTF값은 감소한다(Figure 1). 이는 세세한 구조물을 촬영할수록 영상에서 피사체 대조도가 감소하여 구분이 어려워지는 것을 의미한다. 일반적으로 MTF값이 0.1까지 떨어지는 공간해상도를 그 영상시스템의 해상력으로 판단한다. 영상의 선예도는 세세하지 않은 구조물을 촬영할 때, 즉 공간해상도가 낮은 영역에서 잘 반영되므로, MTF값이 0.5가 되는 공간주파수를 영상의 선예도 기준으로 본다.

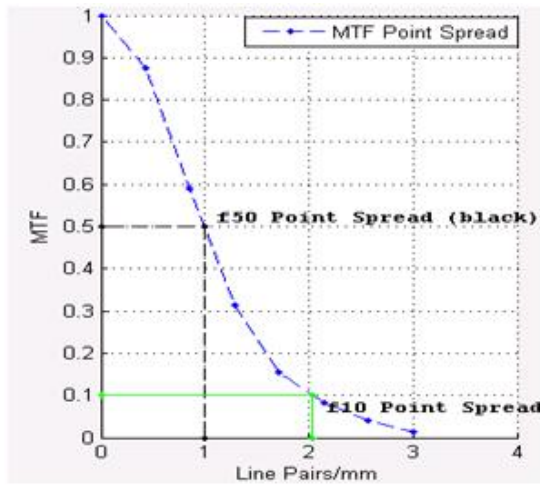


Figure 1. Example of MTF curve

3) 대조도 측정

대조도는 조직 간의 차이를 영상에서 구분할 수 있는 능력을 의미한다. 대조물질이 들어있는 다양한 크기의 구멍 중 영상에서 육안으로 구분되는 가장 작은 크기를 측정하는 방법과 대조도 대 잡음비(Contrast to noise ration; CNR) 값을 계산하는 방법으로 측정할 수 있다. MDCT 장비의 경우 특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙에 의거하여 AAPM CT 성능팬텀을 표준팬텀으로 사용하고 있다.¹⁷ AAPM팬텀을 이용한 영상의 대조도 평가에서는 아크릴 블록에 뚫린 구멍에 10HU 안쪽으로 차이를 보이는 물질을 넣은 후 6.4mm 크기 이하에서 구분이 되는 가를 기준으로 삼는다.¹⁷

대조도 대 잡음비(CNR)는 잡음 수준에 대한 대조피사체와 배경의 대조도 차이를 의미한다. 측정은 대조피사체의 평균 신호값과 배경의 평균 신호값의 차를 계산한 후 잡음을 의미하는 표준 편차값으로 나누어서 구한다.

4) 균일도 측정

CBCCT영상을 관독할 때 전체의 조사범위(Field of View) 내에서 피사체의 흑화도가 균일하게 표현되는 것이 중요하다. SedentexCT 가이드라인의 정도관리 항목에서도 영상의 균일도는 필수적으로 점검해야 하는 항목으로 규정하고 있다.² 일반적으로 전체가 균일한 피사체에서 중심부와 상하좌우 4부위의 픽셀값을 비교하는 것으로 균일도를 평가한다.

2. 국내의 연구동향

1) CBCCT 최적화 전략

환자의 선량을 최적화하기 위해 촬영실에서 쉽게 조절 가능한 노출 요소로는 관전압, 관전류, 노출시간, FOV를 들 수 있다.

관전압은 X선 관두의 양극과 음극사이의 전위차를 말하며, X선 광자의 에너지 분포를 결정한다. 관전압을 증가시킬 경우 X선의 투과력이 증가하고 산란선이 증가하게 된다. 반대로 낮은 관전압은 낮은 에너지의 X선을 발생시키며 환자의 선량을 증가시키게 된다. Lofthag- Hansen 등⁸은 60~80kV 범위에서 관전압이 높을수록 주관적 화질이 좋게 평가된다고 보고한바 있다. Kwong 등¹⁸은 관전압의 감소가 화질에 큰 영향을 미치지 않는다고 보고하였으나 이 연구는 100, 120kV 두 가지 조건에서 진행된 연구이고 Lofthag- Hansen 등⁸은 60~80kV 간 연구이므로 관전압의 변화에 따른 평가 결과를 직접적으로 비교하기는 어렵다. 2014년 Pauwels 등¹⁹은 60~90kV 범위에서 높은 관전압과 낮은 관전류-노출시간 곱으로 조건을 맞추는 것이 화질과 선량면에서 유리하다고 보고하였다. CBCCT영상의 화질과 관전압의 관계에 대해서는 더욱 많은 연구가 필요하다.

관전류-노출시간 곱: 관전류와 노출시간은 X선관에서 발생하는 광자들

의 양에만 영향을 미치고 에너지 분포에는 영향을 미치지 않는다. 관전류-노출시간 곱을 증가시키는 경우 선량을 증가시키고 잡음을 감소시킬 수 있지만, X선 투과력과 피사체의 대조도에는 변화가 없다. 관전류-노출시간 곱이 증가할수록 잡음이 감소하여 화질은 증가한다고 보고되었으나,^{8,18} 잡음수준에 민감하지 않은 구조물의 판독에서는 관전류-노출시간 곱을 줄여 선량을 감소시키는 것이 바람직하며, 임플란트 술전 계획 수립에서 관전류-노출시간 곱을 줄일 수 있음이 보고되었다.^{14,15}

FOV와 시준: 적절한 시준을 통해 FOV를 조절하여 X선 조사범위를 관심영역으로 국한시키면 산란선을 감소시켜 화질을 향상시킬 수 있고, 환자의 방사선 노출을 줄일 수 있다. 2012년 Pauwels 등²⁰은 14종의 CBCT장비를 이용한 연구에서 FOV가 작을수록 유효선량이 유의하게 낮음을 보고하였다.

2) MTF 측정

SedentexCT IQ 팬텀에는 선쌍, PSF, LSF 팬텀이 모두 포함되어 있어 여러 가지 방법으로 공간해상도를 측정할 수 있다. 각 측정 방법에 대해 살펴보면 우선 선쌍 팬텀의 경우 Pauwels 등²¹이 CBCT영상에서 공간해상도 측정에 이용하였으나 0, 1, 2, 3 line pair의 3단계 이상의 구분이 불가능하다고 보고하였다. 이처럼 선쌍 팬텀은 정해진 단계에서 선쌍이 구분 가능한가를 육안으로 판단하는 것이므로 다소 주관적이고 세세한 측정값을 구할 수 없으나, 특별한 프로그램의 도움없이 간단하게 판독이 가능하며, MDCT의 정도관리에서는 이와 비슷한 방법으로 1 mm 크기의 구멍이 관찰가능한가 여부로 공간해상도를 평가한다.¹⁷

LSF 팬텀의 경우 이미 배열된 line의 수직 방향 공간해상도밖에 측정할 수 없어 연구에 이용하기 부적합하다. 0.25mm 스테인리스 스틸 강선이 식립되어있는 PSF 팬텀을 이용할 경우 여러 방향에서 MTF를 측정할 수 있어, CBCT영상의 MTF측정에 적합하며, 기존의 연구에서도 이

를 이용하였다. 다만 Bamba 등²²은 PSF 측정 시 팬텀 내 관심영역을 설정한 후 수평 방향에서만 MTF를 측정하였으며, 이후 연구들도 수직, 수평 두 방향에서의 MTF만을 측정하였다.^{23,24} 2013년 Ozaki 등²⁵은 CBCT영상에서 FOV 내에서 팬텀의 위치와 MTF 측정 방향에 따라 방사상(radial) 방향과 방위각(azimuthal) 방향의 MTF값이 다르다고 보고하였다. CBCT영상에서 표준화된 MTF 측정방법의 개발을 위해서는 더욱 많은 연구가 필요하다.

3) CNR 측정

SedentexCT IQ 팬텀에서는 알루미늄(AL), 불소수지(PTFE), 폴리아세탈(POM), 폴리에틸렌(LDPE), 공기 5종류의 물질을 각각 1, 2, 3, 4, 5, 25mm 크기의 구멍에 넣은 팬텀이 포함되어 있다. 따라서 육안으로 관찰되는 가장 작은 피사체를 확인하는 방법과 CNR 측정이 모두 가능하다. 하지만 기존의 연구들은 대개 CNR값을 측정하는 것으로 대조도를 구하였다. 2011년 Pauwels 등⁷은 아크릴 블록에 수산화인회석 혼합물, 알루미늄, 공기를 대조물질로 CNR을 측정하였으며, Suomalainen 등²⁶은 불소수지의 CNR을 측정하여 화질을 평가하였다. Pauwels 등¹⁹은 알루미늄, 공기, 불소수지, 폴리에틸렌의 CNR값들을 측정하여, 화질의 기준으로 이용하였으며, 관전압과 관전류가 높을수록 CNR값이 높아짐을 보고하였다. Pauwels 등²⁷은 이후의 연구에서 여러 장비의 CNR값을 측정하여, 장비에 따라 적절한 CNR값이 서로 다름을 발표하였다.

III. 연구재료 및 방법

1. CBCT 장비

본 연구에 한 대의 Dinnova3 CBCT(HDXwill Inc., Seoul, Korea) 장비를 이용하였다. Dinnova3 CBCT장비는 비정질 실리콘 평판검출기(amorphous silicon flat panel detector)를 사용하였으며, 0.3mm × 0.3mm × 0.3mm 크기의 복셀을 이용하였다. 관구의 회전 각도는 360°였으며, 단속적인 X선 노출 방식으로 작동시간 24초, 노출시간은 12초의 촬영 조건을 보였다. 총 여과량은 2.8mm 두께의 알루미늄에 해당하였다. FOV는 SedentexCT IQ 팬텀의 전체 영상을 확보하기 위해 200mm × 190mm를 선택하였다. 제조사에서 제공한 장비의 참고 선량(CTDIw)은 3.183mGy(120kV, 120mAs, FOV: 200mm × 190mm)였다. SedentexCT IQ 팬텀(Leeds Test Objects Ltd., Boroughbridge, UK)은 사람 머리 크기의 원통형 팬텀으로 직경 160mm, 높이 162mm이며, 아크릴(polymethyl-methacrylate; PMMA)로 제작되었고, 내부에는 42개의 소형 팬텀(직경 35mm, 높이 20mm)들이 삽입되어있다(Figure 2). 다양한 화질의 CBCT영상을 얻기 위해 관전압을 6단계(60, 70, 80, 90, 100, 110kV), 관전류를 4단계(4, 6, 8, 10mA)로 나누어 24가지 조합으로 SedentexCT IQ팬텀과 X선 두부 팬텀(product number 7280, Eler Zimmer Co., Lauf, Germany)을 촬영하였다(Figure 2).

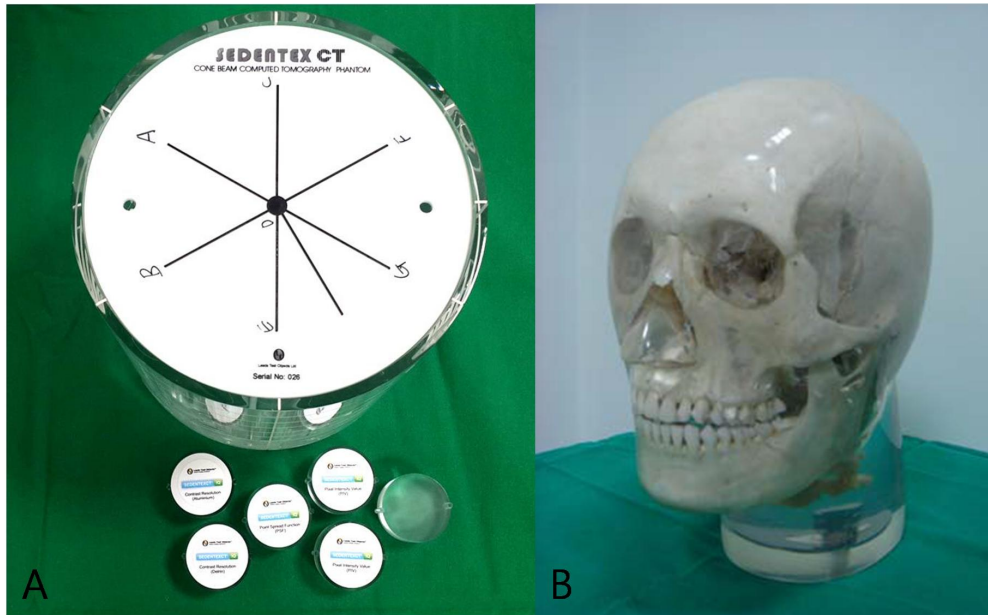


Figure 2. (A) A SedentexCT IQ phantom and inserts; (B) Transparent X-ray skull phantom used in this study

2. 물리적인 화질요소의 측정

24가지 조건에서 획득한 영상은 Dicom 형식으로 저장하였으며, MATLAB 프로그램(R2010b, Mathworks Inc., Massachusetts, USA)을 이용하여 MTF, CNR, 영상의 균일도를 측정하였다. 각 조건에서 총 640장의 체측면 영상을 획득하였으며, MATLAB 프로그램으로 불러들여 각 화질요소에 적합한 팬텀을 선택하여 측정하였다. 연구의 신뢰성을 높이기 위하여 MTF의 경우 10회, CNR과 균일도의 경우 3회 반복 측정하였다.

1) MTF 측정

MTF 측정을 위하여 직경 0.25mm 스테인리스 스틸 강선이 식립되어있

는 PSF 팬텀영상을 이용하였다. 일반적으로 푸리에 변환에 대한 수식은 다음의 공식과 같다.

$$\begin{aligned} \text{MTF}(k) &= \text{FT}\{\text{PSF}(x)\} \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \text{PSF}(x) \cdot e^{-2\pi i k x} dx \end{aligned}$$

위 수식은 시간 영역의 함수에 지수함수단을 곱하여 적분하는 과정으로, PSF(x)는 시간영역의 함수이고, 변환 후 주파수 영역의 함수 MTF(k)로 변환한다. 본 연구는 디지털 신호를 분석하는 과정이므로 이산 푸리에 변환을 사용하였으며, 다음과 같은 수식을 이용하였다.

$$\text{MTF}(k) = \sum_{n=0}^{N-1} \text{PSF}(x_n) \cdot e^{-2\pi i k n / N}, k = 0, \dots, N-1$$

N은 PSF 샘플링에서 얻은 픽셀의 개수를 의미한다. 이처럼 PSF값의 이산 푸리에 변환을 통하여 MTF 50, MTF 10값을 측정하였다.

우선 MATLAB 프로그램 상에서 PSF 팬텀부위를 관심영역으로 설정하여, 확대한 다음 정확한 강선의 중심을 찾기 위해 영상의 대조도와 흑화도를 조절하였다. 강선의 중심부위가 5개 픽셀 이내에서 확인이 될 때까지 영상을 조절하였으며, 중심 픽셀을 선택하면 수직, 수평, 양쪽 대각선 방향의 4방향에서 MTF값이 자동으로 계산되어 평균값이 기록되었다 (Figure 3). 총 10장의 영상에서 반복 측정하였다.

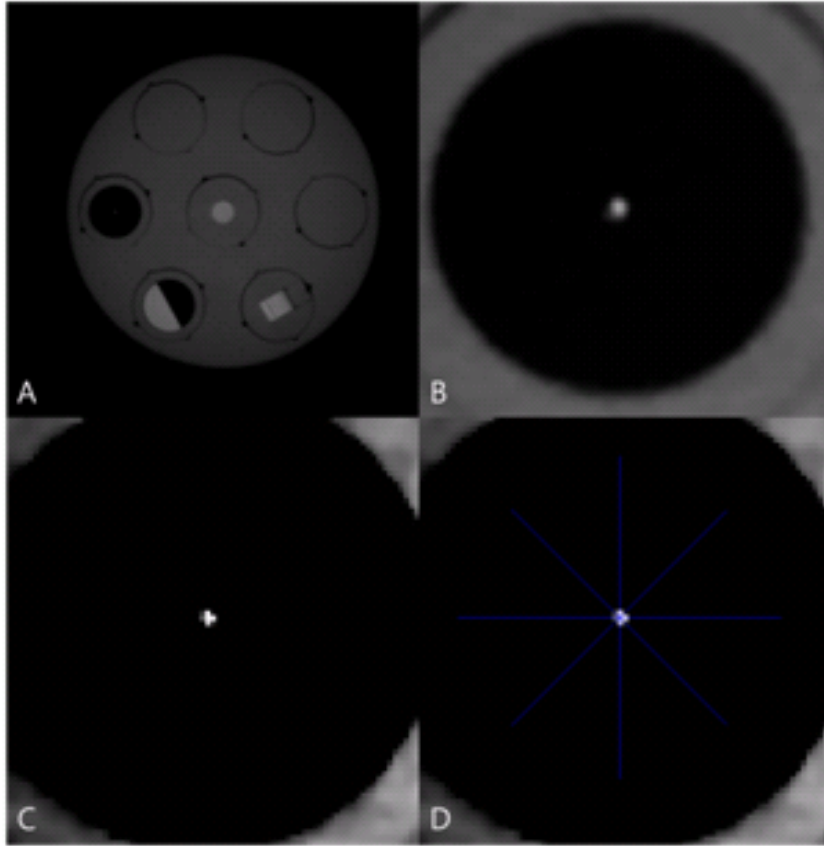


Figure 3. Steps of modulation transfer function (MTF) measurement: (A) setting a region of interest; (B) magnification of region of interest; (C) image adjustment for setting a wire center; and (D) automated calculation of the MTF value in four directions

2) CNR 측정

CNR 측정을 위해 직경 25mm의 대조도 팬텀을 사용하였다. 알루미늄, 불소수지, 폴리아세탈, 폴리에틸렌, 공기 5가지 물질이 아크릴 내부에 식립되어있는 대조도 팬텀 중 알루미늄과 폴리아세탈을 각각 고대조 물질과 저대조 물질로 선택하여 연구에 이용하였다. 알루미늄, 폴리아세탈, 아크릴의 밀도는 각각 2.70, 1.42, 1.20g/cm³이었다. CNR값은 피사체와

배경물질의 차이를 표준편차로 나눈 값으로 다음과 같은 공식에 의해 계산하였다.

$$CNR = \frac{\mu_{obj} - \mu_{bg}}{(\sigma_{obj} + \sigma_{bg})/2}$$

여기서 μ_{obj} , μ_{bg} 는 각각 대조피사체와 배경의 픽셀값의 평균을 의미하고, σ_{obj} , σ_{bg} 는 대조피사체와 배경픽셀값의 표준편차를 의미한다. 영상의 관심영역은 팬텀의 중앙부로 설정하여 경계부위는 포함하지 않도록 하였다(Figure 4). 정확성을 높이기 위하여 3차례 반복측정하였다.

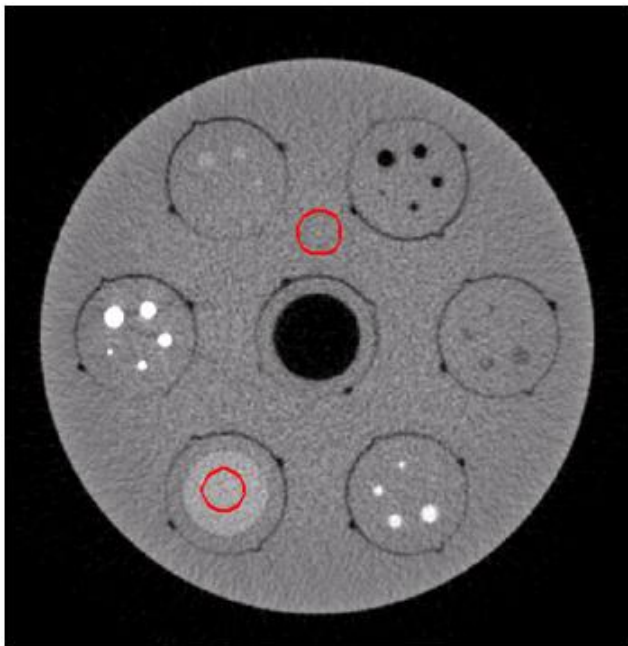


Figure 4. Regions of interests for CNR measurement (Red circles)

3) 영상의 균일도

SedentexCT IQ 팬텀의 하방부 균일한 아크릴부위에서 영상의 균일도

를 측정하였다. 영상의 균일도는 중앙부를 기준으로 상하좌우 4 주변영역 픽셀값의 표준편차를 계산하여 기록하였다(Figure 5). 정확성을 높이기 위하여 3차례 반복측정하였다.

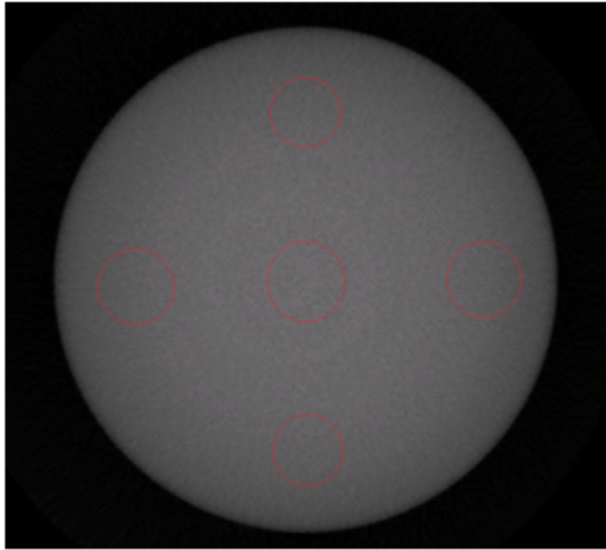


Figure 5. Regions of interests for image uniformity (Red circles)

3. 주관적 화질 평가

X선 두부 팬텀을 물리적 화질요소 측정 시와 동일한 24가지 조건에서 촬영하여 CBCT영상을 획득하였다. 24세트의 영상은 모두 Dicom 형식으로 저장되었으며, 0.3mm 절편두께로 재구성되었다. 재구성된 체층상, 관상, 시상면 영상을 3대의 관독용 모니터(ME315L, Totoku Electric Co., Tokyo, Japan)에서 5명의 구강악안면방사선과 전공자들이 관독하였다(Figure 6).

모든 관독자들은 평가 전에 시범평가를 진행하였으며, 평가는 개별적으로 진행되었으며, 영상은 무작위순으로 배치하였다. 관독자들은 영상의 촬영조건을 모르는 상태에서 평가를 진행하였으며, 영상의 밝기와 대조도는 조절가능하도록 하였다. 각 관독자들은 상악 좌측제1대구치 근심협

측치근부위를 우선 평가한 후, 하악 우측제1대구치 근심치근부위를 평가하였다. 판독의 신뢰도를 높이기 위하여, 진단 적합성을 평가하기 전에 3가지 해부학적 구조의 가시성을 우선 평가하도록 하였다(Table 1). 이후 모니터의 영상이 치근단 질환의 진단과 임플란트 술전 평가에 적합한지 다음의 6단계로 평가하였다: 강하게 동의함 (6), 동의함 (5), 약하게 동의함 (4), 약하게 동의하지 않음 (3), 동의하지 않음 (2), 강하게 동의하지 않음 (1). 평가는 관찰자내일치도를 평가하기 위하여 2주 간격으로 한번 더 반복하였다.

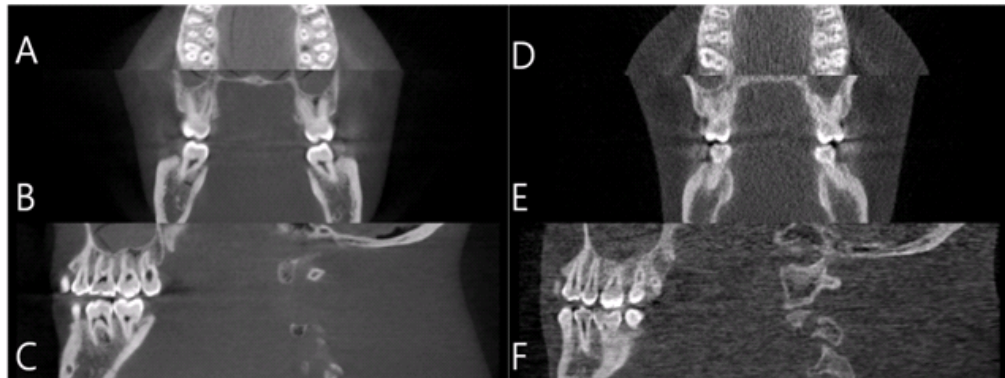


Figure 6. Examples of images displayed for subjective evaluation of diagnostic acceptability: (A-C) axial, coronal, and sagittal images of the acceptable quality group (110kV, 8mA); and (D-F) axial, coronal, and sagittal images of the unacceptable quality group (60kV, 8mA)

판독자 5명의 주관적인 화질 평가 이후 모든 영상들을 적합/부적합 군으로 분류하였다. 분류 기준은 5명의 판독자 모두에게서 최소 4점 이상을 획득한 영상들만을 적합군으로 분류하였다.

Table 1. Evaluation statement of subjective image quality

Maxilla	Mandible
Maxillary left 1 st molar Mesio-buccal root area	Mandibular right 1 st molar Mesial root area
1. Clear inferior border of maxillary sinus	1. Clear border of mandibular canal
2. Clear lamina dura and periodontal ligament space	2. Clear lamina dura and periodontal ligament space
3. Clear trabecular bone pattern	3. Clear trabecular bone pattern
4. Image quality sufficient for periapical diagnosis	4. Image quality sufficient for periapical diagnosis
5. Image quality sufficient for implant planning	5. Image quality sufficient for implant planning

4. 통계학적 분석

주관적 화질 평가의 관찰자 내, 관찰자간 일치도는 online calculator를 이용하여 weighted kappa값을 계산하여 평가하였다. (<http://vassarstats.net/index.html>). 적합/부적합 영상군 사이에 물리적인 화질요소들의 측정값과 노출 조건(관전압, 관전류)에 유의한 차이가 있는지 알아보기 위하여 independent t- test(샘플이 정규분포를 보이는 경우) 혹은 Mann-Whitney U test(샘플이 정규분포를 보이지 않는 경우)를 시행하였다. 통계프로그램은 IBM SPSS Statistics version 21(IBM Corp., Armonk, NY, USA)을 이용하였다. 적합/부적합 영상군 사이에 유의한 차이를 보이는 화질요소값과 노출 조건의 경우에는 적합/부적합을 구분하는 기준값을 구하기 위하여 receiver operating characteristic(ROC) curve를 그려 기준값을 구한 다음 기준값의 유효함을 평가할 수 있는 곡선 하방 면적(Area under receiver operating characteristic curve; AUC)과 유의수준을 계산하였다. 이후 적합 영상군 사이에서 악골과 진단 목적에 따

라 화질요소값들의 차이가 있는지 Mann-Whitney U test로 검증하였다.
유의수준은 0.05를 기준으로 하였다.

IV. 연구결과

1. MTF와 주관적 화질 간의 관계

모든 진단 목적에서 적합한 영상군의 MTF값은 부적합한 영상군의 MTF값보다 유의하게 높은 것으로 나타났다($P < 0.05$) (Figure 7).

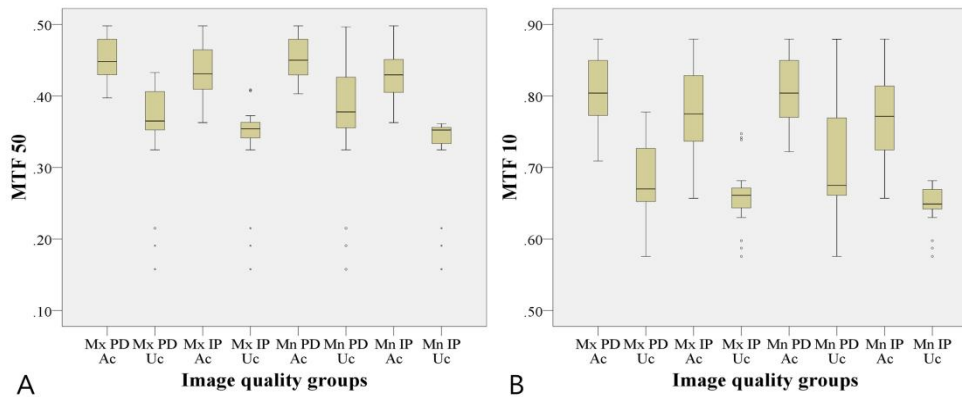


Figure 7. Modulation transfer function (MTF) values of each diagnostic task: (A) MTF 50 distribution; (B) MTF 10 distribution. Ac, acceptable group; Uc, unacceptable group; PD, periapical diagnosis; IP, implant planning; Mx, maxilla; Mn, mandible

2. CNR과 주관적 화질 간의 관계

모든 진단 목적에서 적합한 영상군의 CNR값은 부적합한 영상군의 CNR값보다 유의하게 높은 것으로 나타났다($P < 0.05$) (Figure 8).

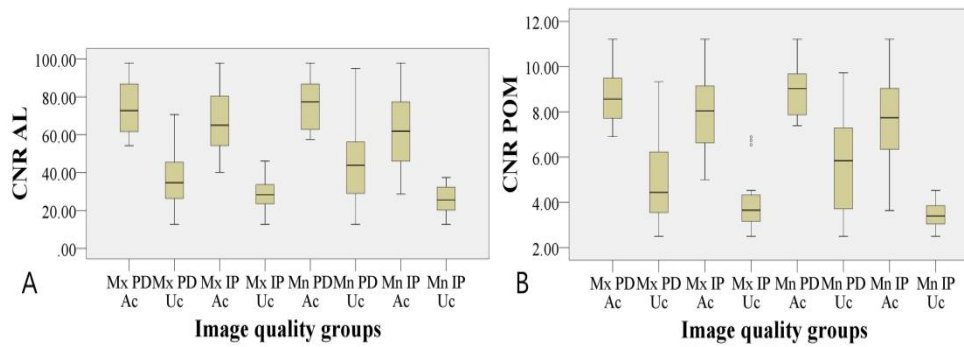


Figure 8. Contrast- to- noise ratio (CNR) values of each diagnostic task: (A) CNR AL distribution; (B) CNR POM distribution. AL, aluminum; POM, polyoxymethylene; Ac, acceptable group; Uc, unacceptable group; PD, periapical diagnosis; IP, implant planning; Mx, maxilla; Mn, mandible

3. 영상의 균일도와 주관적 화질 간의 관계

영상의 균일도는 주관적인 화질 평가에 큰 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다(Figure 9).

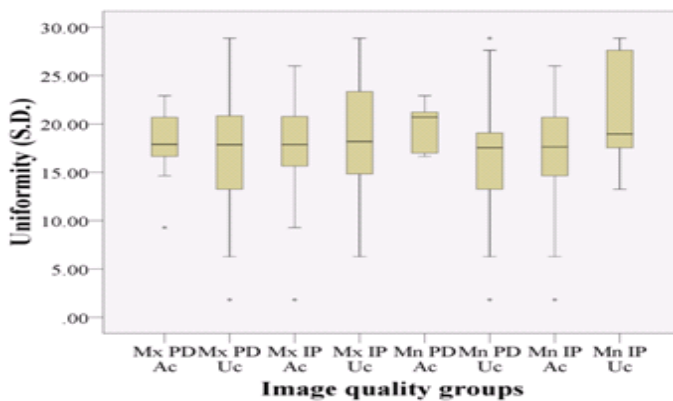


Figure 9. Uniformity values of each diagnostic task. Ac, acceptable group; Uc, unacceptable group; PD, periapical diagnosis; IP, implant

planning; Mx, maxilla; Mn, mandible

4. 관전압, 관전류와 주관적 화질 간의 관계

적합 영상군의 관전압이 부적합 영상군의 관전압보다 유의하게 높은 것으로 나타났다($P < 0.05$) (Table 2). 관전류는 상악과 하악의 치근단 질환의 진단을 목적으로 할 경우에 적합 영상군에서 부적합 영상군보다 높게 나타났으나, 임플란트 술전 평가에서 적합/부적합 영상군 간에 유의한 차이를 보이지 않았다(Table 2).

Table 2. The differences in exposure conditions between acceptable and unacceptable groups

	Mx PD	Mx IP	Mn PD	Mn IP
kV	0.000 ^a	0.000 ^a	0.000 ^a	0.000 ^a
mA	0.005 ^a	0.183 ^a	0.002 ^a	0.147 ^a

PD, periapical diagnosis; IP, implant planning; Mx, maxilla; Mn, mandible

^aObtained using Mann-Whitney u-test

5. MTF, CNR, 관전압의 기준값 분석 결과

모든 진단목적에서 적합/부적합군 간에 유의한 차이를 보인 MTF, CNR, 관전압에 대해 적합한 영상으로 분류되기 위한 기준값을 ROC curve를 통해 계산하였다(Table 3). 대부분의 경우에서 곡선 하방 면적 (AUC)이 0.9 이상이었으며, 유의 수준은 모두 0.05보다 낮게 계산되어 기

준값이 유의함을 알 수 있었다. 하악 치근단 질환의 진단을 위해서는 85kV의 관전압이 필요하였으며, 다른 경우에는 75kV의 관전압이 적합한 영상으로 분류되기 위한 기준값으로 계산되었다.

Table 3. Cut- off value of MTF, CNR and tube voltage between acceptable and unacceptable group according to diagnostic tasks

Diagnostic Task		MTF 50	MTF 10	CNR AL	CNR POM	kV
PD of Mx	Cut-off value	0.42	0.76	53.25	6.90	75
	AUC	0.958	0.956	0.964	0.952	0.906
	P value	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
IP of Mx	Cut-off value	0.37	0.67	38.77	4.77	75
	AUC	0.965	0.941	0.981	0.969	0.969
	P value	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
PD of Mn	Cut-off value	0.43	0.72	56.94	7.35	85
	AUC	0.855	0.843	0.897	0.904	0.819
	P value	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
IP of Mn	Cut-off value	0.36	0.70	38.77	4.77	75
	AUC	1.000	0.964	0.981	0.988	0.981
	P value	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

AL, aluminum; POM, polyoxymethylene; PD, periapical diagnosis; IP, implant planning; Mx, maxilla; Mn, mandible; AUC, area under ROC curve

6. 악골과 진단목적에 따른 MTF와 CNR값의 분석 결과

적합 영상군 사이에서 악골에 따라 MTF, CNR값에 차이가 있는지 알아보았다(Table 4). 같은 진단목적으로 평가하여 분류한 경우 상악/하악 영상군 사이에 MTF, CNR값의 유의한 차이는 없었으며, 적합한 영상으로 분류되기 위해 필요한 화질 요소값은 악골에 영향을 받지 않는 것으로 여겨진다. 또한 상악의 경우 치근단 질환의 진단과 임플란트 술전 평가에 요구되는 물리적인 화질 요소값의 차이도 없는 것으로 나타났다(Table 5). 하지만 하악의 경우에는 치근단 질환을 진단할 경우 임플란트 술전 평가에서보다 더욱 높은 MTF와 CNR값이 필요하였다(Table 5).

Table 4. The differences in physical factors of acceptable groups according to type of jaw

Task	Jaw	MTF 50	MTF 10	CNR AL	CNR POM
PD	Mx	0.908 ^a	0.993 ^a	0.494 ^a	0.316 ^a
	Mn				
IP	Mx	0.486 ^a	0.511 ^a	0.413 ^a	0.469 ^a
	Mn				

AL, aluminum; POM, polyoxymethylene; PD, periapical diagnosis; IP, implant planning; Mx, maxilla; Mn, mandible

^aObtained using Mann-Whitney u-test

Table 5. The differences in physical factors of acceptable groups according to diagnostic task

Jaw	Task	MTF 50	MTF 10	CNR AL	CNR POM
Mx	PD	0.052 ^a	0.054 ^a	0.053 ^a	0.075 ^a
	IP				
Mn	PD	0.024 ^a	0.035 ^a	0.005 ^a	0.004 ^a
	IP				

AL, aluminum; POM, polyoxymethylene; PD, periapical diagnosis; IP, implant planning; Mx, maxilla; Mn, mandible

^aObtained using Mann-Whitney u-test

주관적 화질 평가 결과의 weighted kappa 값은 판독자 내 신뢰도에서 0.59 (0.48~0.78), 판독자간 신뢰도에서 0.41 (0.29~0.59)로 중등도의 신뢰도를 보였다.

V. 고찰

본 연구는 주관적 화질과 물리적인 화질 사이의 관계를 조사하였으며, 진단목적에 따라 물리적인 화질 수준에 차이가 있는지 평가하였다. 실험에는 한 대의 CBCT 촬영기, SedentexCT IQ phantom, X선 두부 팬텀을 이용하였다. 모든 진단목적에서 적합한 영상군의 MTF값은 부적합한 영상군의 MTF값보다 유의하게 높은 것으로 나타났으나, MTF가 CBCT 영상의 진단 적합성을 평가하는데 확실히 유용하다고 말하기는 어렵다. 적합/부적합 영상군을 구분하는 MTF 10값이 0.67~0.76으로 낮게 나타나, 이 값이 진단 적합성의 필요조건으로 생각하기는 어렵다. 이는 다른 요인들이 반영된 결과일 수 있으며, 공간해상도에 영향을 미치는 요소에는 복셀의 크기, 관전류, 잡음, FOV, 기하학적인 정확성 등이 있다.^{7,21}

SedentexCT IQ 팬텀 내에는 선쌍 팬텀이 포함되어있으나, 이는 세밀한 결과를 얻을 수 없고, 다소 주관적이다.²¹ 또한 이전의 연구들은 CBCT영상의 MTF 측정 시 한 방향²² 혹은 두 방향의^{23,24} MTF값만을 측정하였으나, 본 연구에서는 4 방향의 MTF값들을 모두 측정하여 평균값을 이용하였다. 예비 실험에서 수직, 수평방향과 양쪽 대각선 방향의 측정값들이 서로 달랐으며, 이는 CBCT영상에서 방사상 방향과 방위각 방향의 MTF값이 서로 다를 것을 보고한 Ozaki 등²⁵의 연구 결과와 일치한다. 표준화된 MTF값 측정 방법의 개발을 위해서는 더욱 많은 연구가 필요할 것으로 생각되며, 본 연구에서와 같이 4 방향의 평균값을 취하는 것을 제안한다.

본 연구에서는 공간해상도에 영향을 미치는 요소 중 복셀의 크기에 대한 실험은 진행하지 않았다. 복셀의 크기와 진단의 정확성을 다룬 논문은 많이 있는데,^{11,28-30} Özer¹¹는 복셀의 크기에 따른 치근 파절의 진단능에 유의한 차이가 없다고 보고하였다. 하지만 Wenzel 등³⁰의 연구에서는 저해상도 CBCT영상에서보다 고해상도 CBCT영상에서 치근 파절에 대한 더 높은 민감도를 보였다. Leidke 등²⁸은 복셀의 크기가 치근의 외흡수를 진단하는데 영향을 미치지 않는다고 보고하였으나, 반대로 치근

의 내흡수를 진단할 때 고해상도 CBCT영상에서 판독하는 것이 저해상도 CBCT영상을 이용하는 것 이상의 진단능을 보였다는 결과도 보고된 바 있다.²⁹ 이처럼 복셀의 크기와 진단능의 관계에 대해서는 논란이 있지만 공간해상도는 중요한 화질 요소이므로 공간해상도에 영향을 미치는 요소에 대한 연구는 좀 더 진행되어야 할 것으로 생각된다.^{2,28-31}

화질 평가에서 CNR은 또 다른 중요한 물리적 화질 요소이며, CNR값은 이전의 화질 평가에서도 주요한 요소로 이용되었다.^{7,19,26,27} 본 연구에서는 알루미늄을 고대조 물질로 폴리아세탈을 저대조 물질로 이용하여 CNR을 측정하였다. 국제방사선방어위원회 간행물 93 ‘디지털 방사선의학에서 환자선량 관리’에 따르면 저대조 해상도가 고대조 해상도보다 임상적 화질과 더욱 밀접한 관계를 가진다고 하였다.¹² 이는 고대조 물질은 잡음수준이 어느 정도 증가해도 여전히 구분 가능하기 때문이다. 치과영역에서 CBCT장비는 치아나 악골, 투과성 병소 같은 고대조 피사체의 감별에 이용되지만, 치조백선, 치주인대강, 하악관처럼 해면골과 비교하여 대조도가 높지 않으면서도 중요한 해부학적 구조물의 감별에 이용되기도 한다. 실제로 여러 CBCT장비를 이용한 이전의 연구에서 치주인대강과 치조백선이 다른 여러 해부학적 구조물과 비교하여 유의하게 관찰이 어려운 구조물로 밝혀진 바 있다.^{6,27} 따라서 저대조 분해능은 CBCT에서도 중요한 화질요소이며, Bamba 등²²은 폴리에틸렌(LDPE)으로 제작한 저대조 팬텀이 여러 장비의 대조도를 평가하는데 유용함을 보고하였다.

폴리아세탈의 평균 CNR값은 7.55~9.27 사이에 분포하고 있으며, 주관적 화질 평가의 적합 기준치는 3.92~7.35사이에서 결정되었다. 주관적 화질과의 관계는 더욱 연구가 필요한 부분이며, 영상의 잡음은 복셀의 크기, 관전류, 검출기의 종류 등에 큰 영향을 받기 때문에 서로 다른 기종간의 CNR값의 비교는 어려울 수 있다. Pauwels 등^{7,27}은 CNR값이 하드웨어와 소프트웨어의 차이로 인해 장비마다 차이를 보고한 바 있다. 또한 CNR값의 측정은 일반적으로 ImageJ 혹은 MATLAB 프로그램을

이용하여 측정하는데 이는 복잡하고, 시간이 많이 걸리는 작업이므로 이를 간편화하기 위해서는 CNR값과 육안으로 확인하는 구멍의 가시성 검사 결과의 관계를 검증하는 연구가 필요할 것으로 생각된다. 실제로 MDCT 팬텀 검사에서는 이처럼 육안으로 평가하는 방법을 이용하고 있다.^{13,17}

같은 진단목적으로 영상의 주관적 화질을 평가하여 분류한 경우 악골에 따라 요구되는 공간해상도, 대조도에 차이는 없는 것으로 나타났다. 또한 상악에서는 치근단 질환의 진단과 임플란트 술전 평가에서 요구되는 물리적인 화질 요소에는 차이가 없었다. Lofthag- Hansen 등⁸은 진단 목적에 따른 노출 조건을 다룬 연구에서 상악/하악 간에 그리고 치근단 질환의 진단과 임플란트 술전 평가에서의 화질 평가 결과가 다르다고 보고하였으며, 이는 우리의 결과와 일치하지 않는 부분이다. 이러한 차이는 적합한 영상을 분류하는 기준의 차이에서 기인한다고 여겨진다. Lofthag- Hansen 등⁸의 연구에서는 strongly agree와 agree 사이를 결정 기준으로 결과를 도출하였으나 본 연구에서는 약하게 동의함과 약하게 동의하지 않음 즉 동의와 동의하지 않음 사이를 기준으로 적합/부적합 균을 분류하였다. 본 연구에서는 하악에서 치근단 질환의 진단과 임플란트 술전 평가에서 필요로 하는 공간해상도, 대조도의 차이가 있는 것으로 나타났으며, 이는 그들의 결과와 일치한다.⁸

관전압과 주관적 화질 평가 결과는 유의한 관계를 나타냈으며, 적합한 영상으로 분류되기 위해서는 75kV 이상의 관전압을 사용해야 하는 것으로 나타났다. 특히 하악 치근단 질환의 진단을 위해서는 85kV 이상의 관전압이 필요하였다. 이는 하악 치근단 질환의 진단에 더욱 높은 물리적 화질 요소값이 필요하다는 본 논문의 연구 결과와 관계있는 것으로 여겨진다. 관전류의 경우에는 치근단 질환에서는 유의한 관계가 있었지만, 임플란트 술전 평가에서는 유의하지 않은 것으로 나타났다. 치근단 질환의 평가에는 미세한 구조물인 치조백선과 치주인대강의 관찰이 중요

하며, 관전류가 낮은 경우 잡음 수준이 증가하여 영향을 미쳤을 것으로 여겨진다. 임플란트 술전 평가에서는 관전압보다는 관전류를 낮추어 화질과 선량을 최적화하는 것이 바람직한 것으로 나타났으며, 이는 이전의 연구 결과와^{14,15,19} 일치한다. 그러므로 우리의 연구 결과에 따르면 임플란트 평가로 얻은 최적화 방법으로 치근단 질환 진단의 최적화 방법으로 사용하는 것은 적절치 않다고 생각된다.

한 종류의 CBCT장비만을 사용한 것이 이번 연구의 한계이며, 따라서 본 연구의 MTF, CNR 기준값을 그대로 다른 CBCT영상의 MTF, CNR 값에 적용하기는 어렵다. 그러나 이번 연구를 통하여 주관적 화질 평가 결과와 물리적 화질 요소와의 상관관계를 확인할 수 있었으며, 영상의 최적화는 검사부위와 진단목적에 따라 달라져야 한다는 것을 알 수 있었다. 이후 연구에서는 여러 종류의 CBCT장비를 다루어 장비별로 구체화하고 개별화해야 하겠다.

VI. 결론

본 연구는 CBCT영상에서 MTF와 CNR값이 높을수록 주관적 화질 평가 결과가 높다는 것을 보여주었다. 상악에서는 주관적 화질 평가에 있어 진단목적이 크게 영향을 미치지 않았으나 하악의 경우 치근단 질환의 진단에는 임플란트 술전 평가에서보다 높은 물리적 화질 요소와 관전압을 필요로 하였다. CBCT영상을 임플란트 술전 평가에 이용할 경우 최적화를 위해 높은 관전압과 낮은 관전류를 설정하는 것이 바람직할 것으로 생각된다.

VII. 참고문헌

1. Hatcher DC. Operational principles for cone- beam computed tomography. J Am Dent Assoc. 2010; 141: 3S- 6S.
2. The SEDENTEXTCT Project. Radiation protection: cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Evidence based guidelines. Geneva, Switzerland: European Commission; 2011. Available from: http://www.sedentextct.eu/files/radiation_protection_172.pdf
3. 이희성. 2012년도 식품의약품통계연보 제 14호, 식품의약품안전청; 2012.
4. 고경화. 2011년도 의료기기·화장품 제조·유통 실태조사; 의료기기편, 한국보건산업진흥원; 2012.
5. 정승은, 백상현, 이승구, 김광균. 특수, 고가 의료장비 관리개선 방안 연구 보고서, 한국의료영상품질관리원; 2010.
6. Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pawels 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: 265- 269.
7. Pauwels R, Stamatakis H, Manousaridis G., Walker A, Michielsen K, Bosmans H, et al. Development and applicability of a quality control phantom for dental cone- beam CT. J Appl Clin Med Phys. 2011; 12: 245- 260.
8. Lofthag- Hansen S, Thilander- Klang A, Gröndahl K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. Eur J Radiol. 2011; 80: 483- 488.
9. Tapiovaara M. Relationships between Physical Measurements and User Evaluation of Image Quality in Medical Radiology: A Review.

- Radiation and Nuclear Safety Authority; 2006.
10. Kalra MK, Maher MM, D'Souza RV, Rizzo S, Halpern EF, Blake MA, et al. Detection of urinary tract stones at low- radiation- dose CT with z- axis automatic tube current modulation: phantom and clinical studies. *Radiology*. 2005; 235: 523- 529.
 11. Özer SY. Detection of vertical root fractures by using cone beam computed tomography with variable voxel sizes in an in vitro model. *J Endod* 2011; 37: 75- 79.
 12. ICRP, 2004. Managing Patient Dose in Digital Radiology. ICRP Publication 93. *Ann. ICRP* 34 (1).
 13. McCollough CH, Bruesewitz MR, McNitt- Gray MF, Bush K, Ruckdeschel T, Payne JT, et al. The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) computed tomography (CT) accreditation program: practical tips, artifact examples, and pitfalls to avoid. *Med Phys*. 2004; 31: 2423- 2442.
 14. Dawood A, Brown J, Sauret- Jackson V, Purkayastha S. Optimization of cone beam CT exposure for pre- surgical evaluation of the implant site. *Dentomaxillofac Radiol*. 2012; 41: 70- 74.
 15. Sur J, Seki K, Koizumi H, Nakajima K, Okano T. Effects of tube current on cone- beam computerized tomography image quality for presurgical implant planning in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2010; 110: e29- 33.
 16. ICRP, 2007. Managing Patient Dose in Multi- Detector Computed Tomography (MDCT). ICRP Publication 102. *Ann. ICRP* 37 (1).
 17. 보건복지가족부, 특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙. 보건복지부령 제 386호. 2008.
 18. Kwong JC, Palomo JM, Landers MA, Figueroa A, Hans MG. Image quality produced by different cone- beam computed tomography settings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008; 133:

317- 27.

19. Pauwels R, Silkosessak O, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H, Panmekiate S. A pragmatic approach to determine the optimal kVp in cone beam CT: balancing contrast- to- noise ratio and radiation dose. *Dentomaxillofac Radiol.* 2014; 43: :20140059. doi: 10.1259/dmfr.20140059. Epub 2014 Apr
20. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. SEDENTEXCT Project Consortium. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol.* 2012; 81: 267- 71.
21. Pauwels R, Beinsberger J, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, Bosmans H, et al.; SEDENTEXCT Project Consortium. Comparison of spatial and contrast resolution for cone- beam computed tomography scanners. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012; 114: 127- 35.
22. Bamba J, Araki K, Endo A, Okano T. Image quality assessment of three cone beam CT machines using the SEDENTEXCT CT phantom. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013; 42: 20120445. doi: 10.1259/dmfr.20120445.
23. Watanabe H, Honda E, Kurabayashi T. Modulation transfer function evaluation of cone beam computed tomography for dental use with the oversampling method. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010; 39: 28- 32.
24. Xu J, Reh DD, Carey JP, Mahesh M, Siewerdsen JH. Technical assessment of a cone- beam CT scanner for otolaryngology imaging: image quality, dose, and technique protocols. *Med Phys.* 2012; 39: 4932- 42.
25. Ozaki Y, Watanabe H, Nomura Y, Honda E, Sumi Y, Kurabayashi T. Location dependency of the spatial resolution of cone beam

- computed tomography for dental use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2013; 116: 648- 55.
26. Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortesiemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009; 38: 367- 378.
27. Pauwels R, Seynaeve L, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R. Technical versus diagnostic image quality in dental CBCT imaging. http://postereng.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewing_poster&task=&pi=118196
28. Liedke GS, da Silveira HE, da Silveira HL, Dutra V, de Figueiredo JA. Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. *J Endod.* 2009; 35: 233- 235.
29. Kamburoğlu K, Kursun S. A comparison of the diagnostic accuracy of CBCT images of different voxel resolutions used to detect simulated small internal resorption cavities. *Int Endod J.* 2010; 43: 798- 807.
30. Wenzel A, Haiter- Neto F, Frydenberg M, Kirkevang LL. Variable- resolution cone- beam computerized tomography with enhancement filtration compared with intraoral photostimulable phosphor radiography in detection of transverse root fractures in an in vitro model. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2009; 108: 939- 945.
31. Choi DH, Choi BR, Choi JW, Huh KH, Yi WJ, Heo MS, et al. Reference line- pair values of panoramic radiographs using an arch- form phantom stand to assess clinical image quality. *Imaging Sci Dent.* 2013; 43: 7- 15.

Abstract

Relationship between Subjective and Physical Image Quality of Cone-Beam Computed Tomography Images according to Diagnostic Task

Jin-Woo Choi

Department of Oral and Maxillofacial Radiology,
Graduate School, Seoul National University
(Directed by Prof. Sam-sun Lee, DDS, MSD, PhD)

1. Objectives

This study is designed to investigate the relationship between physical factors and the subjective quality of cone-beam computed tomography (CBCT) images in different diagnostic tasks.

2. Materials and methods

CBCT images of a real skull phantom and a SedentexCT IQ phantom were acquired under different exposure conditions (one Dinnova3 CBCT scanner, 60–110kV and 4–10mA). Five radiologists evaluated real skull phantom images for diagnostic

tasks of periapical diagnosis and implant planning. Based on the subjective evaluation results on the quality, the images were classified into two groups, namely, acceptable and unacceptable. The modulation transfer function (MTF), contrast-to-noise ratio (CNR), and image uniformity were measured using the SedentexCT IQ phantom. The differences in physical factors and exposure conditions were evaluated.

3. Results

MTF and CNR values showed statistical differences between the image quality of the acceptable group and that of the unacceptable group in all the diagnostic tasks. In the case of the maxilla, there were no statistical differences in the MTF and CNR values between the acceptable image groups of periapical diagnosis and implant planning. Higher MTF and CNR values were required in the periapical diagnosis of the mandible than in the implant planning of the mandible. There were statistical differences in tube voltage between acceptable and unacceptable groups in all diagnostic tasks.

4. Conclusion

This study proves that MTF and CNR values have a significant relationship with subjective image quality. In the case of the maxilla, the diagnostic task may be of little importance in the subjective evaluation. However, in the case of the mandible, the periapical diagnosis required better physical image quality than implant planning. Optimization of CBCT images should consist of tube current reduction instead of tube voltage reduction.

Keywords: Cone-Beam Computed Tomography, Dental, Image Quality, Diagnostic task

Student number: 2010-31209