

Quantitative Analysis of Tooth Mineral Content by High Resolution Micro-computed Tomography

Dae-Sung Song^{1,†}, Jung-Woo Kim^{1,†}, Hee-Su Hwang¹, Sin-Hye Oh¹, Ju Han Song¹, Il-Shin Kim², Yun-Chan Hwang³ and Jeong-Tae Koh^{1,*}

¹Department of Pharmacology and Dental Therapeutics, Research Center for Biomineralization Disorders, School of Dentistry, Chonnam National University, Gwangju 61186, Republic of Korea

²Department of Dental Hygiene, Honam University, Gwangju 62399, Republic of Korea

³Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Chonnam National University, Gwangju 61186, Republic of Korea

(received October 27, 2017; revised December 05, 2017; accepted December 06, 2017)

Teeth and bones are highly mineralized tissues containing inorganic minerals such as calcium phosphate, and a growing number of evidences show that their mineral content is associated with many diseases. Although the quantification of mineral contents by micro-computed tomography(micro- CT) has been used in diagnosis and evaluation for treating bone diseases, its application for teeth diseases has not been well established. In this study, we attempted to estimate a usefulness of a high-resolution micro-CT in analysis of human teeth. The teeth were scanned by using the Skyscan 1172 micro-CT. In order to measure tooth mineral content, beam hardening effect of the machine was corrected with a radiopaque iodine-containing substance, iodoacetamide. Under the maximum resolution of 6.6 μm , X-ray densities in teeth and hydroxyapatite standards were obtained with Hounsfield unit (HU), and they were then converted to an absolute mineral concentration by a CT Analyzer software. In enamel layer of

cuspal area, the mean mineral concentration was about 2.14 mg/mm^3 and there was a constant mineral concentration gradient from the enamel surface to the dentinoenamel junction. In the dentin of middle 1/3 of tooth, the mean mineral concentration was approximately 1.27 mg/mm^3 and there was a constant mineral concentration gradient from the outer of root to the pulp side, ranging from 1.3 to 1.06 mg/mm^3 . In decay region of dentin, the mineral content was gradually decreased from the intact inner side to the decayed surface. These results suggest that high-resolution micro-CT can be as a useful tool for non-invasive measurement of mineral concentration in teeth.

Key words: Micro-CT, Mineral concentration, Tooth

서론

비파괴적 투과성을 지닌 X-선은 물체의 내부 형태, 밀도, 균열 양상 등의 평가에 사용되어 왔으며, 의료 분야에서도 중요한 진단 도구로 이용되어 왔다. 그러나 저급도 X-선 사진을 정확하게 해석하는 것은 간단한 과정이 아니다. X-선 사진의 각 점은 X-선 빔이 지나가는 모든 물체의 감쇠 상수(attenuation coefficient) 함수로 나타낼 수 있다. 하지만 3차원 물체가 2차원으로 압축되어 나타나면서 물체의 각 단면 모습이 중첩되는 결과를 가져온다. 따라서 깊이에 대한 정보가 손실되고 물체의 정

[†] These authors contributed equally to this study

*Correspondence to: Jeong-Tae Koh, Department of Pharmacology and Dental Therapeutics, School of Dentistry, Chonnam National University, Gwangju, 61186, Republic of Korea
Tel: 82-62-530-4861
E-mail: jtkoh@chonnam.ac.kr
ORCID : 0000-0001-6279-6487

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

확한 위치를 알 수 없을 뿐만 아니라 각 물질의 감쇠 상수도 알 수 없게 된다. 또한 동일한 감쇠 상수를 가진 다른 조직들을 구분할 수도 없다. X-선이 발견된 이후 오랜 시간이 흘렀지만 아직도 많은 사람들이 X-선 사진의 분석 경험과 특정 검체의 원형에 대한 지식을 이용하여 인체 내부의 정확한 정보를 얻는 방법을 찾는 데 노력해 오고 있다[1,2].

X-선 전산화단층촬영(Computed axial tomography, CT)의 개발은 X-선 감쇠 상수에 기초하여 내부 구조의 이미지를 형성할 수 있도록 하여 진단 의학의 큰 진보를 가져왔다. 감쇠 상수는 특정 물체의 고유한 특성으로 물체의 위치나 크기에 의해 변하지 않으므로 전산화단층촬영은 일반 X-선 사진과는 달리 양적인 분류가 가능하다. 또한, 전산화단층촬영은 물체의 이차원적 단면의 X-선 흡수량을 알 수 있으므로 3차원 데이터를 2차원 면에 압축하지도 않는다. 물론 전산화단층촬영의 제한된 해상도로 인하여 일정한 두께의 미세 단면에 대한 2차원적 압축은 일어나게 된다[3]. 마이크로 전산화단층촬영(micro-computed tomography; micro-CT)은 촬영 단면의 픽셀 크기가 마이크로미터 범위이고, 물체의 원형을 보존하기 때문에 고해상도의 3차원 이미지로 재구성할 수 있다[1-6]. 또 무기질 함량을 알고 있는 표준 시편의 방사선 투과성을 측정하여 특정 시편의 무기질 함량 및 밀도를 정량적으로 측정할 수도 있다[1]. 마이크로 전산화단층촬영의 이러한 특징은 비파괴적 방법으로 뼈의 형태학적 분석뿐 아니라 골밀도와 같은 무기질 함량의 정량적 분석을 가능하게 하였다[1-6]. 치아도 뼈와 유사하게 칼슘/인과 같은 무기질이 기질 단백질과 결합된 구조이다. 오래 전부터 치아의 형태학적 연구에도 X-선이 이용되어 왔다. 치아 무기질 함량에 대한 연구를 위해서는 X-ray scanning microradiography (SMR), atomic number contrast backscattered electron (BSE), 치아를 소환하여 회분 형태에서의 Ca/P의 비를 구하는 방법들이 사용되어 왔다[7-11]. 그러나 SMR은 시편을 절편으로 잘라야 하며 이에 따른 절편 사이의 정보가 손실되기도 한다. BSE의 경우에는 측정 범위가 매우 작으며, 치아 소환을 통한 연구는 Ca/P의 비율을 측정할 수 있지만 내부 구

조와 밀도는 측정할 수 없다. 치아 무기질 함량 측정을 위한 이러한 방법은 치아 시편의 파괴를 수반하며 따라서 시편 준비가 번거롭고 치아 내부의 변화를 반영하지 못하는 단점이 있다. 그래서 최근에는 비파괴 분석이 가능한 마이크로 전산화단층촬영을 이용하여 치아 무기질 밀도를 측정하려는 연구가 시도되고 있다[12-18]. 과거의 마이크로 전산화단층촬영기는 복셀(voxel)이 매우 크고 해상도가 낮아서 치아의 미세구조를 정확하게 반영하지 못하는 한계를 지니고 있었다[14,16]. 최근에는 이러한 한계를 극복하기 위해 수 μm 이내의 해상도를 가지는 고해상도 마이크로 전산화단층촬영 기기들이 개발되고 있다.

치아 또는 뼈 조직의 주요 성분은 수산화인회석($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$, hydroxyapatite)이며, 이들 조직에서 X-선의 투과 정도는 Ca, P, O 원소의 고유한 감쇠 상수에 의해 결정된다. 치아가 뼈보다 무기질의 함량(법랑질의 경우 96%, 상아질의 경우 75%, 뼈는 67%)이 높지만, 무기질의 대부분이 동일한 수산화인회석으로 구성되어 있으므로 X-선의 투과성과 치아의 무기질 밀도 사이에도 일정한 선형적 관계가 이루어진다고 볼 수 있다[1]. 따라서, 본 연구에서는 뼈에서 골밀도를 측정하는 마이크로 전산화단층촬영의 원리를 이용하여 치아에서의 무기질 밀도를 정량적으로 평가하고자 하였다.

재료 및 방법

마이크로 전산화단층촬영

본 연구에서는 전남대학교병원 생명의학연구소의 위원회 규정에 의거하여 획득된 치아가 사용되었으며, 치아 조직에 대한 방사선 영상은 고해상도 마이크로 전산화단층촬영기(Skyscan1172, Bruker Skyscan, Aartselaar, Belgium)에 의해 채득되었다. 영상 채득을 위한 조건으로서 0.5 mm 두께의 알루미늄/구리 필터를 사용하였고, X-선 발생기의 전압과 관류 전류는 100 kV, 100 mA 로 설정하였으며, 스팟 크기(spot size)는 5 μm 이내였다. X-선 검출기의 단위 픽셀은 6.6 μm 크기로 설정하였다. 치아를 기기 내부의 회전테이블

Table. 1 Specification of the micro-CT apparatus for this study

Specification	
X-ray source	20-100 kV, 10 W, <5 mm spot size or 20-80 kV, 8 W, <8 mm spot size
X-ray detector	12-bit cooled X-ray camera, CCD fiber-optically coupled to scintillator
Maximum object size	27 mm in diameter (single scan) or 50 mm in diameter (offset scan)
Reconstruction	Single PC or cluster volumetric reconstruction (Feldkamp algorithm)
Filter	0.5 mm Al, 0.5mm Al+Cu

에 고정시키고 0.4° 간격으로 회전시키며, 한 치아당 900개의 2차원 단층 영상을 획득하였다. 이렇게 얻은 2차원 영상들을 이용하여 Feldkamp 알고리즘 기반의 Cone-beam reconstruction 프로그램과 CTvol(Bruker Skyscan, Aartselaar, Belgium)을 통해 치아의 3차원 이미지를 얻었으며, 또 CT Analyzer® 프로그램(Bruker Skyscan)을 통해 치아 무기질 밀도 및 분포를 분석하였다. 마이크로 전산화단층촬영기 Skyscan1172의 사양은 Table 1에 나타내었다.

치아의 무기질 밀도 측정

우선 마이크로 전산화단층촬영으로 무기질 밀도를 알고 있는 표준 시편의 단면 정보를 얻은 후, 아래와 같이 보정 과정을 거쳐 이미지의 그레이 레벨과 무기질 함량과의 선형적 관계를 구하였다. 이렇게 얻어진 함수 관계를 이용하여 치아의 무기질 밀도를 환산하였다. 무기질 밀도와 분포에 대한 이해를 돕기 위해 재구성된 이미지에 컬러 코딩(color coding)을 부가적으로 시행하였다.

치아 무기질 함량 측정을 위한 Hounsfield unit 값 산출

Hounsfield unit (HU)은 X-선에 대한 흡수도를 나타내는 물체만의 고유한 값이다[17]. 무기질 함량을 측정하기 위해서는 먼저 시편의 HU 값을 구해야 한다. 기기를 제조한 회사에서는 물(HU=0)과 테프론(HU=750) 시편을 이용하여 해당 기기에서의 그레이 레벨과 HU과의 선형적 상관관계를 구하여 제공하고 있다. 따라서 시편을 스캔하여 흑백 이미지를 얻은 후(Fig. 1a), 기기의 분석도구에서 그레이 레벨 값을 얻고 이를 분석시스템에 입력하면 Fig. 1b

와 같은 원리로 시편의 HU 값을 구할 수 있다. 이어 본 연구의 스캔 조건하에서 무기질 밀도가 0.25 mg/mm³과 0.75 mg/mm³인 수산화인회석 표준 시편(Skyscan)의 HU 값들을 얻어 무기질 함량과 HU와의 선형 관계를 구하고 (Fig. 1c), 여기에 앞에서 구한 치아 시편의 HU 값을 대입하면 무기질 함량을 산출할 수 있다. 본 연구에서 얻은 최종 무기질 밀도 X에 대한 Hounsfield Unit 값 Y의 관계는 다음과 같았다.

$$Y = 14.65 + (2127.33) * X$$

빔경화효과(beam hardening effect)의 보정

일반적으로 고밀도 시편의 방사선 촬영 시에는 가장자리가 밝게 보이는 빔경화 현상이 관찰된다[19]. 이를 최소화하여 선명한 이미지를 얻고 정확한 무기질 함량을 구하기 위해서는 보정 작업이 요구된다. 본 연구에서는 일차적으로 조사되는 X-선의 저에너지 스펙트럼 부분을 차단하기 위해 단층 촬영 시 알루미늄과 구리 필터를 동시에 사용하는 보정 과정을 거쳤다.

방사선 불투과성을 나타내는 요오드화 물질은 종종 방사선 기기의 조영제로 사용된다[20]. 본 연구에서 요오드 성분을 함유하는 iodoacetamide 용액을 법랑질과 비슷한 방사선 불투과성을 보이는 농도로 치아와 크기가 유사한 원통형 플라스틱 튜브 안에 넣고 스캔해 보면(Fig. 2a), 이중 필터를 사용하더라도 여전히 빔경화 효과가 남아 있음을 알 수 있다(Fig. 2b). 추가적으로 이를 보정하기 위해 시편 중심부를 지나는 직선을 따라 그레이 레벨을 구하고 이를 Cone-beam reconstruction® 프로그램의 빔경화 효과 보정을 위한 값으로 입력하면, Fig. 2c와 같이 좀 더 균일한 방사선 이미지 및 그레이 값을 얻을 수 있다. 이러한 보정 과정을 진행한 후 치아의 무기질 밀도를 측정하였다.

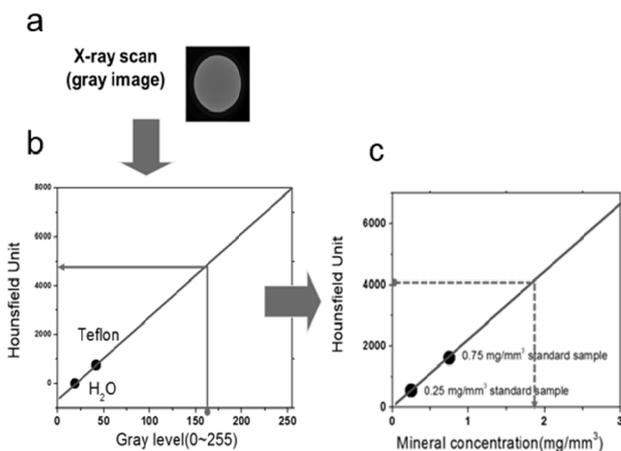


Fig. 1. Relation between mineral concentration and radiodensity. (a) A gray image of standard specimen by microCT-scanning. (b) The relation between the gray level and the hounsfield unit (HU) of water and teflon. (c) The relation between HU obtained from micro-CT scans and the mineral concentration.

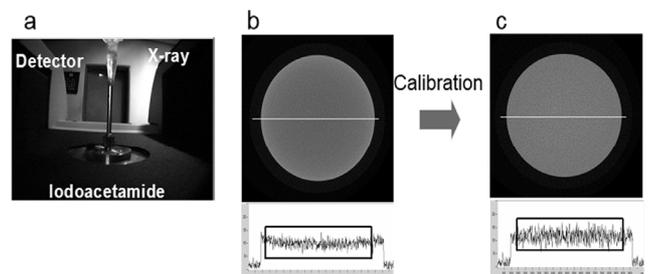


Fig. 2. Calibration of beam hardening effect. (a) Photographic overview of specimen and the X-ray apparatus before scanning. (b) Radiodensity profiles of the specimen before calibration (c) and after calibration by cone-beam reconstruction software program.

마이크로 전산화단층촬영의 해상도(resolution) 결정

마이크로 전산화단층촬영의 해상도는 기기의 공간 해상도와 무기질 밀도에 대한 해상도로 구분할 수 있다. 공간 해상도는 공간적 분해능이며 검출기와 X-선 빔의 크기에 의해 결정된다. 본 연구에서는 설정한 X-선 빔의 크기는 5 mm이며, CCD 카메라에서 픽셀 크기는 6.6 mm이었다.

본 실험에서의 iodoacetamide 시편은 균일한 용액이므로 전산화단층촬영 단면도는 단일한 그레이 레벨(무기질 밀도)을 보여야 된다. 그러나 실제로는 정규 분포를 따르는 노이즈(noise) 양상을 보였다(Fig. 3). 이것은 X-선 이미지를 촬영하는 과정에서 X-선 빔 자체의 근본적 불안정성 및 X-선 CCD에서 발생하는 노이즈, 그리고 X-선 이미지를 3차원으로 재구성하는 과정에서의 노이즈에 의해 나타난다. 따라서 치아 각 조직의 무기질 밀도에 대한 해상도는 반치전폭(full width of half maximum, FWHM) 값으로 결정하였다. 시편의 무기질 해상도는 Fig. 3b에서와 같이 0.7 mg/mm³이었다.

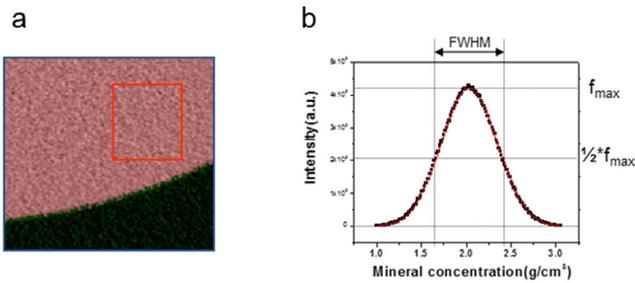


Fig. 3. Spatial resolution of micro-CT for measuring mineral concentration. (a) ROI image, (b) full width at half maximum (FWHM) of specimen, indicating spatial resolution.

결과

법랑질의 무기질 밀도

실험방법에서 언급한 바와 같이 상악 소구치를 스캔하고 임의의 방위각으로 리슬라이싱(reslicing) 하여 무기질 함량을 평가하였다. 컬러 코딩 및 수산화인회석 표준 시편을 이용한 정량 분석을 시행하였을 때 법랑질 내에서 무기질 함량은 일정하지 않았으며, 법랑질 표면에서 상아법랑경계(dentinoenamel junction; DEJ) 쪽으로 갈수록 낮은 값을 보였다(Figs. 4a-c). Fig. 4a-a'에 적색사각형으로 표시한 것과 같이 5군데 관심 영역(region of interest, ROI)의 무기질 밀도를 가우스 분포(gaussian distribution)를 따라 분석하였을 때, 법랑질 무기질 밀도의 해상도(FWHM)는 0.60 mg/mm³이었고 평균 밀도는 2.14 mg/mm³이었다. 치아의 협측면 법랑질 표면에서 200 μm 깊이하의 무기질 밀도(2.5 mg/mm³, Fig. 4a-a')는 상아질 교두첨부 부위 법랑질의 밀도(1.84 mg/mm³, Fig. 4a-b')보다 높았다. 교두의 마모된 부분에서는 법랑질 표면의 잘 석회화된 부위가 관찰되지 않았다(Fig. 4a-c').

상아질의 무기질 밀도

백아법랑질경계(cemento enamel junction)부위에서 치근 바깥쪽부터 치수강벽 쪽까지 등간격의 관심영역을 설정하여 법랑질에서와 같은 방법으로 상아질의 무기질 밀도와 분포를 측정하였다(Fig. 5a). 각 영역의 무기질 밀도는 가우스 분포를 따랐으며, FWHM은 0.48 mg/mm³이었다(Figs. 5b and 5c). 치근의 외부 표면에서 치수강벽 쪽으로 갈수록 무기질 밀도는 1.30 mg/mm³에서 1.06 mg/mm³으로 점차 감소하였다. 상아질의 평균 무기질 밀도는 1.27 mg/mm³로

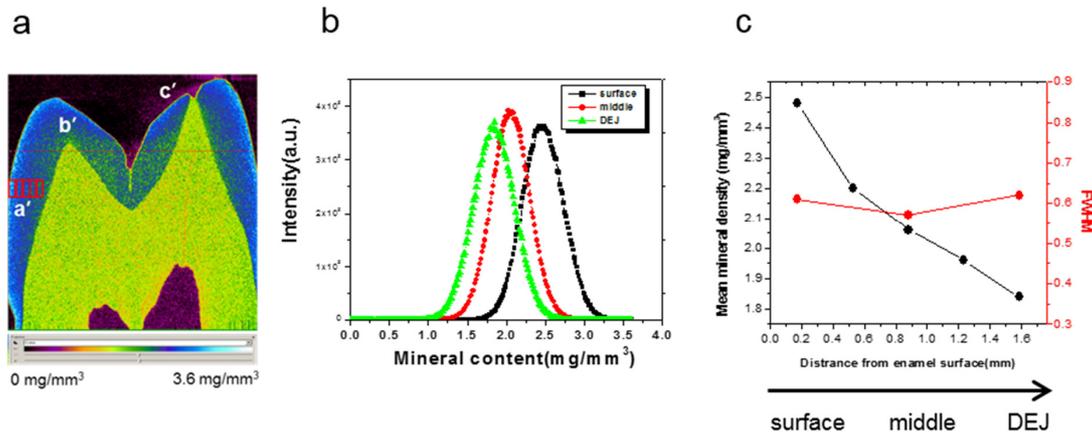


Fig. 4. A micro-CT analysis for mineral concentration of the enamel in a human premolar. (a) Vertical view image. a', well mineralized region of enamel. b', cusp region of enamel. c', worn surface of enamel. (b, c) The mineral density was quantitatively measured in red-boxed areas of a', which is proportionally designated with the distance from enamel surface.

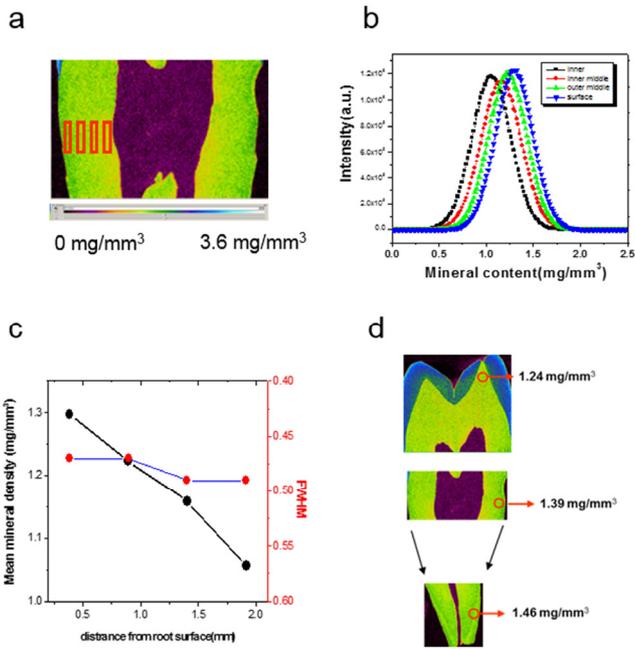


Fig. 5. A micro-CT analysis for mineral concentration of the dentin in a human premolar. (a) Vertical view image. (b, c) The mineral density was quantitatively measured in red-boxed areas of a', which is proportionally designated with the distance from root surface toward pulp on a middle third of the tooth. (d) The dentin mineral density was quantitatively measured by using CT analyzer program at crown, middle of tooth, and root apex.

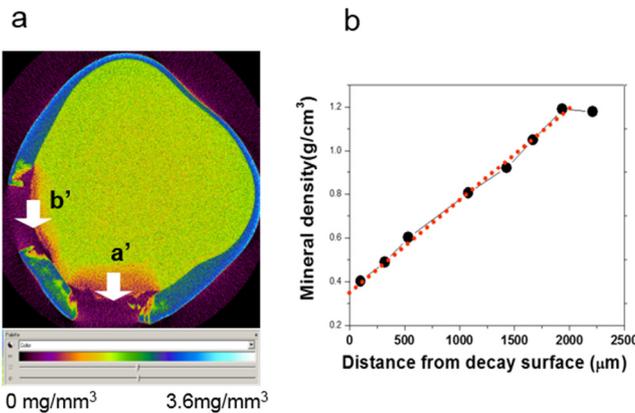


Fig. 6. A micro-CT analysis for mineral concentration in a decayed molar tooth. (a) Cross-sectional image in the upper level of pulp chamber. a' and b' indicate decayed regions. (b) The mineral density was quantitatively measured from caries lesion to center of tooth by using CT analyzer program.

법랑질의 60% 수준이었다(Fig. 5c). 또한 부위에 따라 상아질의 무기질 밀도도 미세하게 차이가 있었다. 치관 교두 하방에서의 무기질 밀도는 1.24 mg/mm³이었으며, 치아 중간 1/3 부위에서는 1.39 mg/mm³, 치근침부에서는 1.46 mg/mm³이었다(Fig. 5d).

우식 부위의 무기질 밀도

우식에 이화된 하악 제3대구치를 이용하여 우식 부위의 무기질 밀도 변화를 위와 동일한 방법으로 관찰하였다(Fig. 6). 우식이 없는 상아질 부위에서 우식부로 갈수록 무기질 밀도는 점진적으로 감소하였으며(Fig. 6a-a' 화살표 방향), 우식 부위는 상아법랑경계를 따라 횡적으로 연속된 낮은 무기질 밀도 분포를 보였다(Fig. 6a-b' 화살표). 본 시편에서 무기질 밀도의 변화를 보이는 영역은 상아질 우식면부터 치수쪽까지 2 mm 정도에 이르고 있었으며(Fig. 6a-a'), 밀도는 0.35 mg/mm³에서 1.18 mg/mm³로 선형적 관계를 보였다(Fig. 6b).

고 찰

본 연구는 마이크로 전산화단층촬영 기기의 다양한 조건들(필터 보정과 소프트웨어적 빔경화효과)의 보정, 무기질 밀도를 알고 있는 표준 시편을 이용한 정량적인 측정, 색깔을 이용한 밀도의 분포 변화 관찰, 해상도의 결정 등)을 활용하면 치아 무기질 함량을 좀 더 다양하고 정량적인 방법으로 측정할 수 있음을 제시하고 있다. 고해상도 마이크로 전산화단층촬영으로 치아 무기질 함량을 분석한 결과, 법랑질, 상아질, 우식 부위의 무기질 함량은 각기 다르며 같은 조직 내에서도 측정 부위에 따라 미세하게 차이가 있었다. 이러한 결과는 기존의 측정 기기에 비해 해상도가 높은 기기를 활용하였기 때문에 관찰되는 현상으로 이해된다.

본 연구에서는 방사선 촬영에서 피할 수 없는 빔경화효과를 보정하면서 치아와 구성성분이 같은 수산화인회석 표준 시편을 사용하여 고해상도 마이크로 전산화단층촬영으로 치아 각 부위의 무기질 함량을 비파괴적이고 정량적으로 측정하였다. 그 결과, 법랑질은 2.14 mg/mm³ 그리고 상아질은 1.27 mg/mm³의 무기질 함량이 관찰되었다(법랑질 대 상아질 무기질 함량의 비율: 1.685). 한편, 다른 회사 제품의 상용 기기(mCT 20, SCANCO Medical AG, Bassersdorf, Switzerland)를 이용한 비파괴적 연구에서 대구치 법랑질의 무기질 함량은 2.57 mg/mm³, 상아질에서의 함량은 1.53 mg/mm³으로 보고되었다(법랑질 대 상아질 무기질 함량의 비율: 1.680)[13]. 본 연구에서의 법랑질 및 상아질 무기질 함량은 이전 연구의 결과에 비해 다소 낮게 관찰되었으나, 법랑질 대 상아질 무기질 함량의 비율은 차이가 없었다. 이러한 결과는 치아 무기질 함량의 절대값이 기기를 포함한 측정 과정에서의 외적 요인에 의해 다소 차이가 나타날 수 있음을 시사한다. 무기질 함량의 평가에 영향을 줄 수 있는 요인으로는 X-선 발생기의 전압과 관류 전류, 빔경화

효과의 보정 유무, X-선 투과에 영향을 미치는 시편의 특성 및 크기, 필터 사용 등을 들 수 있다. 실제로 이전 연구에서의 X-선 발생기의 전압과 관류 전류는 각각 50 kV, 160 mA 이내의 제한된 범위와 알루미늄 단일필터를 이용하여 촬영하였다. 그러나 본 연구에서는 100 kV, 100 mA로 설정하였고, X-선 빔의 산란 효과와 빔경화효과를 보정하기 위해 알루미늄/구리 이중 필터를 사용하였으며 소프트웨어 보정 방법을 추가로 시행하였다. 이러한 요인으로 본 연구에서의 무기질 함량 값은 이전 연구의 결과와 다소 차이가 나는 것으로 보인다.

고해상도 마이크로 전산화단층촬영을 이용한 본 연구에서 무기질 함량과 분포에 대한 분석 결과를 보면, 동일한 치아의 법랑질 및 상아질 내에서도 관심 영역의 위치에 따라 무기질 함량이 다르게 측정됨을 알 수 있다(Figs. 4 and 5). 법랑질 내에서 무기질 함량은 치아 표면에서 DEJ 방향으로 갈수록, 상아질 내에서는 DEJ에서 치수 쪽으로 갈수록 감소하였다. 이러한 결과는 Clementino-Luedemann 등의 연구 결과와도 일치한다[13]. 동일한 조직 내에서 이러한 무기질 함량의 차이가 나타나는 것은 법랑질과 상아질의 다공성 구조 때문인 것으로 생각된다.

상아질은 수많은 상아 세관을 포함하고 있으며, 이로 인하여 다공성 석회화 구조가 나타난다[21]. 치관부 상아-법랑 경계에서 상아세관의 평균 직경은 0.5~0.9 μm 이며 치수쪽에서는 2~3 μm 이다. 본 연구에 사용된 마이크로 전산화단층촬영의 스캔 조건은 공간적 분해능이 최대 6.6 μm 이므로 이러한 상아질을 측정할 경우 X-선 검출기 하나의 픽셀당 2개 이상의 상아세관을 포함하게 된다. 그러므로 본 연구에 사용된 기기는 한 변이 6.6 μm 인 정육면체 범위에서 상아세관을 포함한 평균 무기질 밀도가 측정하게 된다. 상아질의 다공성 구조를 고려해 보면 상아-법랑 경계부위에서 무기질 함량이 치수 쪽보다 높은 것은 당연하다고 할 수 있다. 또 본 연구에서 상아질 무기질 밀도는 치관부에서 치근침부로 갈수록 증가하는 양상을 보이는데, 이것은 치관부 상아질보다 치근단부 상아질의 상아세관의 밀도가 낮기 때문인 것으로 해석된다[22].

법랑질의 경우 상아-법랑 경계부위에서 법랑질 내부로 뻗어있는 저광화 구조물인 법랑충(enamel tuft), 법랑소주 사이에 유기물로 채워진 법랑 엽판(enamel lamellae), 상아모세포의 돌기가 상아-법랑 경계를 넘어 법랑질 속으로 들어간 법랑 방추(enamel spindles)가 상아-법랑 경계부위에 많이 존재한다[23]. 또 전자현미경 관찰에 의하면 법랑질의 표면은 무구조 외층(structureless outer layer of enamel)을 보인다[18]. 이러한 구조적 특성 때문에 마이크로 전산화단층촬영 분석에서도 법랑질의 무기질 함량은 표면에서 상아-법랑경계로 갈수록 낮게 나타나는 것으로 생각된다.

본 연구에서 빔경화현상을 보정하기 위하여 iodoacetamide 용액을 포함하는 시편을 촬영하여 얻은 단면에서 무기질 밀도의 FWHM의 값은 0.7 mg/mm^3 이었다. 반면에 법랑질의 경우 관심영역 내에서 0.52~0.62 mg/mm^3 , 상아질에서는 0.47~0.49 mg/mm^3 으로 균일한 iodoacetamide 보다 낮은 값을 나타내었다(Figs. 1C, 2B). 이것은 iodoacetamide의 경우에는 빔경화효과를 보정하기 위해 직경 10 mm에 이르는 영역에 대하여 FWHM을 구하였기 때문에 관심영역 내에서의 경우보다 저주파수의 기복(undulation)이 포함되었기 때문이다. 상아질이 법랑질보다 무기질 밀도의 FWHM 값이 작은 것은 관심영역 내에서의 공간적 무기질 밀도의 변화가 작기 때문인 것으로 생각된다.

본 연구에서는 우식이 없는 상아질 부위에서 우식부로 갈수록 무기질 밀도는 점진적으로 감소하였으며, 법랑-상아질 경계에 이르러 우식이 횡적으로 급격히 진행되는 양상이 관찰되었다. 이것은 우식에 의한 탈회가 법랑질 소주의 방향에 따라 진행되다가 상아법랑경계에 도착하면 다공성의 상아세관과 풍부한 유기물에 영향을 받아 횡적으로 퍼지기 때문으로 생각된다.

본 연구를 통해 마이크로 전산화단층촬영이 치아의 무기질 밀도를 비파괴적으로 분석하는 데 유용함을 알 수 있었다. 그러나 마이크로 전산화단층촬영에 의한 값과 파괴적 분석(예, 회절량 분석)에 의한 절대값과의 비교 연구 등은 더 필요할 것으로 생각된다. 마이크로 전산화단층촬영에 의한 분석은 노화 과정, 성별, 질환 등에 따른 치아의 무기질 밀도 및 3차원적 밀도 분포 변화와 같은 다양한 연구에 유용하게 사용될 것으로 생각된다.

감사의 글

이 논문은 2011년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(MSIT) (No. 2011-0030121).

Conflict of interest

The authors have no conflicts of interest to declare.

References

1. Postnov AA, Vinogradov AV, Van Dyck D, Saveliev SV, De Clerck NM. Quantitative analysis of bone mineral content by x-ray microtomography. *Physiol Meas*. 2003;24:165-178.

- doi:10.1088/0967-3334/24/1/312.
2. Campbell GM, Sophocleous A. Quantitative analysis of bone and soft tissue by micro-computed tomography: applications to ex vivo and in vivo studies. *Bonekey Rep.* 2014;3:564. doi: 10.1038/bonekey.2014.59. eCollection 2014.
 3. Batchelar DL, Cunningham IA. Material-specific analysis using coherent-scatter imaging. *Med Phys.* 2002;29(8): 1651-1660. doi:10.1118/1.1493216.
 4. Aerssens J, Boonen S, Joly J, Dequeker J. Variations in trabecular bone composition with anatomical site and age: potential implications for bone quality assessment. *J Endocrinol.* 1997;155:411-21.
 5. Schneider U, Pedroni E, Lomax A. The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol.* 1996;41:111-124. doi:10.1088/0031-9155/41/1/009
 6. Numata Y, Sakae T, Nakada H, Suwa T, Legeros RZ, Okazaki Y, Kobayashi K. Micro-CT Analysis of Rabbit Cancellous Bone Around Implants. *J Hard Tissue Biol.* 2007;16(2): 91-93. doi:10.2485/jhtb.16.91.
 7. Gedalia I, Hermel I, Sciaky I, Beinert E. Mineral Composition of Sound Dentin of Noncarious and Carious Teeth. *J Dent Res.* 1970;49:456. doi:10.1177/00220345700490024401.
 8. Elliott JC, Anderson P, Gao XJ, Wong FS, Davis GR, Dowker SE. Application of scanning microradiography and x-ray microtomography to studies of bones and teeth. *J Xray Sci Technol.* 1994;102-117. doi:10.3233/XST-1994-4204.
 9. Boyde A, Elliott JC, Bromage TG, Anderson P, Davis G, Collier J, Hausner WS, Mechanic GI, Katz EP, Arnaud SB, Durnova GN. Quantitative mineralization density mapping of space flight rat femoral bone at submicron resolution: BSE calibrated by CT. *Bone tooth Soc Meeting. Bone.* 1990; 11:p217.
 10. Coklica V, Brudenvold F. Density fraction in human enamel. *Arch Oral Biol* 1966;11(12):1261-1268. doi:10.1016/0003-9969(66)90018-5.
 11. Bembey AK, Oyen ML, Ko CC, Bushby AJ, Boyde A. Elastic Modulus and Mineral Density of Dentin and Enamel in Natural Caries Lesions. *Mater Res Soc.* 2011;874:15. doi:10.1557/PROC-874-L5.15.
 12. Davis GR, Wong FS. X-ray microtomography of bones and teeth. *Physiol Meas.* 1996;17:121-146. doi:10.1088/0967-3334/17/3/001.
 13. Clementino-Luedenmann TNR, Kunzelmann KH. Mineral concentration of natural human teeth by a commercial micro-CT. *Dent Mater J* 2006;25(1):113-119. doi:10.4012/dmj.25.113.
 14. Efeoglu N, Wood D, Efeoglu C. Microcomputerised tomography evaluation of 10% carbamide peroxide applied to enamel. *J Dent.* 2005;33(7):561-567. doi:10.1016/j.jdent.2004.12.001.
 15. Jacquet W, Nyssen E, Bottenberg P, Truyen B, Groen P de. 2D image registration using focused mutual information for application in dentistry. *Comput Biol Med.* 2009;39(6): 545-553. doi:10.1016/j.combiomed.2009.03.011.
 16. Verdelis K, Szabo-Rogers HL, Xu Y, Chong R, Kang R, Cusack BJ, Jani P, Boskey AL, Qin C, Beniash E. Accelerated enamel mineralization in Dsp mutant mice. *Matrix Biol.* 2016;52:246-259. doi:10.1016/j.matbio.2016.01.003.
 17. Watanabe Y. Derivation of linear attenuation coefficients from CT numbers for low-energy photons. *Phys Med Biol.* 1999;44:2201-2211. doi:10.1088/0031-9155/44/9/308.
 18. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. *Student's art and science of operative dentistry.* 4th ed. St. Louis: Mosby; 2001.
 19. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics.* 2004;24:1679-1691. doi:10.1148/rg.246045065.
 20. Galperin A, Margel D, Baniel J, Dank G, Biton H, Margel S. Radiopaque iodinated polymeric nanoparticles for X-ray imaging applications. *Biomaterials.* 2007;28(30):4461-4468. doi: 10.1016/j.biomaterials.2007.06.032
 21. Mjor IA, Nordahl I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Archs Oral Biol.* 1996;41(5):401-412. doi:10.1016/0003-9969(96)00008-8.
 22. Mannocci F, Pilecki P, Bertelli E, Watson TF. Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin. *Dent Mater.* 2004;20(3): 293-296. doi:10.1016/S0109-5641(03)00106-4.
 23. Palamara J, Phakey PP, Rachinger WA, Orams HJ. The ultrastructure of spindles and tufts in human dental enamel. *Adv Dent Res.* 1989;3(2): 249-25. doi:10.1177/08959374890030022601.