

방사선사진의 인덱스-순서 분석을 통한 치아경조직의 탈염화 검출

경희대학교 의과대학 의공학교실, 경희대학교 의료산업연구원

*경희대학교 치의학전문대학원 구강악안면방사선학교실, 구강생물학연구소

박동현 · 박영호 · 김경숙 · 박정훈 · 이기자 · 최삼진 · 최용석* · 황의환* · 박헌국

Detection for demineralization of dental hard tissues using index-sequenced radiographs

Dong Hyun Park, Young-Ho Park, Kyung-Sook Kim, Jeong-Hoon Park, Gi-Ja Lee, Sam-jin Choi, Yong-Suk Choi*, Eui-Hwan Hwang*, Hun-Kuk Park

Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, KyungHee University, Healthcare Industry Research Institute, KyungHee University

*Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Institute of Oral Biology, School of Dentistry, KyungHee University

ABSTRACT

Purpose : The purpose of this study was to develop the radiographic technique for detecting the demineralization which is known as indication of dental caries.

Materials and Methods : This technique was based on the comparing of multiple radiographs which was irradiated by multiple X-ray spectra. For the meaningful comparing, the multiple radiographs were reconstructed to the dosimetrically consistent images using a standard material. The difference of resulting images of same target with multiple spectra represents the difference of response of material as regards the spectra.

Results : We have found about 10% of demineralization of dental hard tissues particularly in the proximal region through the analyzing of differences.

Conclusion : Most intriguing thing in this investigation was that the method to analyze difference shows us to an anatomic structure of dental hard tissues even if absolute values of optical density were excluded during the procedures. (*Korean J Oral Maxillofac Radiol 2009; 39 : 61-8*)

KEY WORDS : Demineralization, Radiography, X-ray spectrum, Beam hardening

서 론

인류가 방사선을 인위적으로 만들어내는 방법을 발견한 이후, 이는 의학의 진단 영역에서 경제성과 성능을 고려할 때 그 대안이 없을 만큼의 중요한 수단으로 인식되고 있다. 비침습적 방법으로 물질의 밀도 차이에 대한 해부학적 정보를 볼 수 있다는 사실은 방사선 영상이 갖는 가장 큰 장점이고, 현재에도 여러 의학의 진단영역에서 단순방사선 촬영 장치 및 여러 가지 개량된 형태의 방사선 장비들이 널리 사용되고 있다. 이 장비가 가진 진단영역에서의 강력

한 위치에도 불구하고, 치아우식증의 조기 진단 시 유용성 또는 진단에 가장 적당한 방법인지에 대해서는 여전히 이견이 많다. 실제로 지난 30년간, 인접면 치아우식증(proximal dental caries)의 진단 영역¹⁻¹⁷과 교합면 치아우식증(occlusal dental caries) 진단 영역¹⁸⁻³³ 등에서, 방사선사진을 이용하여 치아우식증의 진단 확률 및 정확성을 높이기 위해서 영상처리방법에 대한 많은 연구가 있었고 또한 실제 임상에 적용되었지만, 방사선사진을 이용하여 치아우식의 진단 확률을 획기적으로 높였다고 할만한 증거는 부족하다.³⁴ 물론 치아의 복잡한 형태학적 특징, 구성물질의 다양성, 그리고 치아우식 발생 방식의 다양성, 그리고 무엇보다도 개인적인 차이가 치아우식증의 방사선학적 진단을 어렵게 하는 주된 이유임은 분명하다. 하지만, 방사선사진으로 인지할 수 있기 위해서는 탈염화가 30~40% 이상 진행되어야 한다는 사실은¹⁷ 방사선사진을 통하여 진단 가능한 한계를 알려주는 하나의 요인이라고 할 수 있다. 더욱이 방사선사

*This research was supported by the research fund from Seoul R & BD (grant # CR070054).

접수일 (2009년 4월 15일), 수정일 (2009년 4월 30일), 채택일 (2009년 5월 4일)

Correspondence to : Prof. Hun-Kuk Park

Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, KyungHee University, Healthcare Industry Research Institute, Kyung Hee University, #1 Hoegi-dong, Dong-daemun-gu, Seoul 130-701, Korea

Tel) 82-2-961-0290, Fax) 82-2-6008-5535, E-mail) sigmoidus@khu.ac.kr

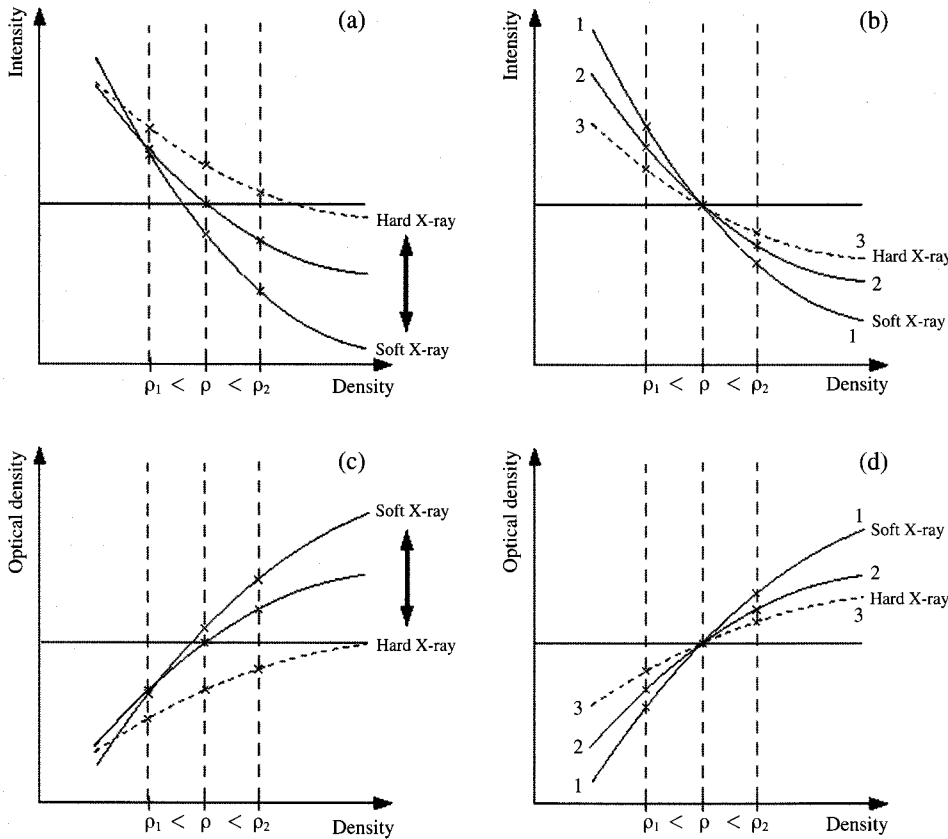


Fig. 1. Schematic diagrams of penetration rate for the X-ray beams for the multiple spectra. Gray scaled optical density representation is also appeared in figure (c) and (d). (b) If we consider a reference material with given thickness and density ρ , and choose the standard X-ray spectrum (index 2), and make all the other X-ray spectrums to coincide at the density ρ using rescaling, then the index inversion occurs when density varies from ρ_1 to ρ_2 .

진을 통하여 우리가 얻을 수 있는 정보가 투과 경로에 대한 투영 (projection)된 회색조의 축척 (gray scale)값 하나뿐이라는 사실 역시 방사선사진이 갖는 진단적 한계이며 이는 치아우식증의 조기 진단을 어렵게 하는 이유이다. 그래서 저자들은 방사선을 이용해 추가적인 정보를 얻을 수 있는 실험적 수준의 영상 분석 방법에 대해 제시하고자 한다.

단색광 (monochromatic) X선이 물질을 투과하는 양상은 비교적 쉽게 예견할 수 있다. 하지만 여러 단색광들이 복잡하게 섞여서 나타나는 일반적인 광대역 저지방사선의 경우 비록 X선의 스펙트럼의 범위를 정확히 알고 있더라도 물질에 대한 감쇠 혹은 투과양상을 쉽게 알아내기는 힘들다. 만약 방사선사진들로부터 추가 정보를 얻을 수 있는 방법이 있다면 그것은 다양한 스펙트럼의 X선에 대해서 같은 대상을 촬영한 여러 개의 영상을 얻어 스펙트럼의 차이에 대한 각 영상들의 차이를 분석해서 얻어질 것이다. 한 대의 치과 X선 장비로부터 다양한 스펙트럼을 얻는 가장 간편한 방법은 알루미늄 필터를 이용하는 것이다. 필터가 두꺼워지면서 생기는 감쇠를 보상하기 위해 노출 시간을 조절하면 정상적인 방사선사진을 다양한 스펙트럼에 대해서 얻을 수 있다. 이때 얻어진 X선의 스펙트럼은 필터가 두꺼워지면서 점점 고에너지 광자의 비율이 커진다.

한편 X선이 투과해야 할 물질의 경우 X선의 투과율을 결정하는 주된 파라미터는 물질의 두께와 밀도이다. 밀도가 증가할 때 X선 투과율은 줄어들게 되는데 이때 경화된 정도에 따라 줄어드는 비율은 다르다.³⁵ 따라서 경화 정도가 다른 여러 스펙트럼의 X선으로부터 얻은 동일한 피사체에 대한 방사선사진들에 대해 밀도를 잘 아는 물질을 기준 (reference)으로 잡아 리스케일하는 과정 즉 기준 물질에 같은 양의 에너지가 투과한 것처럼 만들면 기준밀도의 근처에서 경화 정도에 따라서 인덱스의 역전이 발생한다 (Fig. 1). 이 인덱스들의 순서를 통해 기준밀도에 대한 치아 경조직의 밀도 차이를 볼 수 있게 된다.

우리가 주로 관심을 가지는 법랑질 (enamel)의 경우 밀도는 대략 $2.8 \sim 2.9 \text{ g/cm}^3$ 정도이고³⁶ 우리가 기준물질로 자주 사용하는 알루미늄의 경우 2.7 g/cm^3 정도이다. 일반적으로 조기 치아우식증은 치아의 법랑질 표면에서 탈염화를 통해 시작되므로 인접면이나 교합면 등의 치아우식증은 교의 (bite-wing) 방사선사진을 이용하여 관찰하고자 하는 영역에서의 탈염화 정도를 찾는 유용한 방법이다. 하지만, 한가지 중요한 점은 엄격한 리스케일 같은 선량측정 (dosimetry)을 통한 접근법이 필요한 경우에는 정확도를 위해 힐효과 (Heel effect), 역제곱법칙 (inverse square law) 등에 의한 기대하지 않는 배경노이즈 (background noise)도 제거되어야 한다.^{37,38}

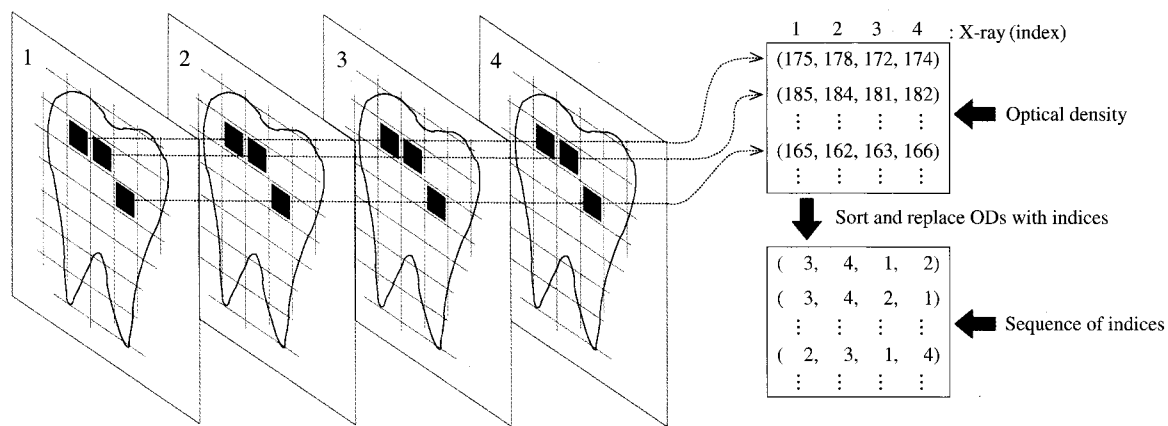


Fig. 2. Example of index sequencing. Radiographs have been tagged from 1 to 4 as regards the hardening of used beam. Optical densities of given location are sorted and replaced with indices. Henceforth optical density information is abolished.

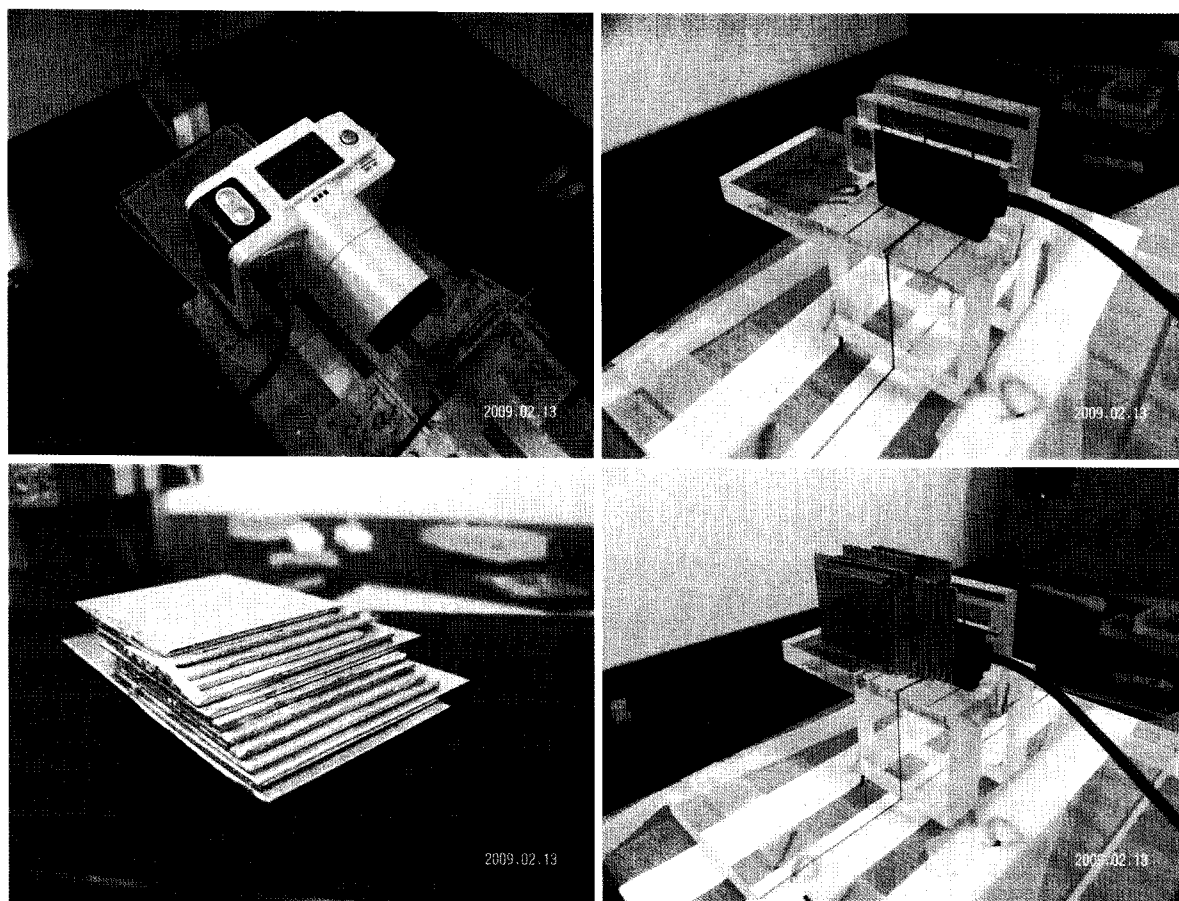


Fig. 3. Portable X-ray device, digital detector, step-wedge and immobilization mount.

적절한 처리 후 얻어지는 모든 방사선사진들은 사용된 X선의 경화 정도에 따라 인덱스가 주어지고, 방사선사진상의 특정 위치에 대해서 각각의 방사선사진에서 읽어낸 광학밀도(optical density)들의 수열을 얻게 된다. 이 때 수열 속의 각각의 광학밀도 값들은 X선 빔의 경화에 대한 꼬리

표를 달고 있고, 수열 속의 광학밀도들을 오름차순이나 내림차순으로 정렬하게 되면, 꼬리표들도 재정렬 하게된다. 이 연구에서의 광학밀도는 편의상 8비트의 그레이 축척을 통해 재 규격화하여 나타내며, 0부터 255 사이의 값으로 주어진다. 이러한 정렬을 통해 꼬리표의 순서 정보를 얻게

되고, 이 과정을 모든 지점에 대해 적용하여 인덱스의 순서들로 이루어진 분포(distribution)를 얻게 된다(Fig. 2). 이후의 과정에서는 광학밀도 정보 자체를 직접 다루지는 않는다.

많은 인덱스의 순서중에서 의미가 명백한 두 순서, 즉 X선이 부드러울수록(soften) 광학밀도가 커지는 경우와 단단할수록(harden) 광학밀도가 커지는 경우는 각각 기준물질의 밀도보다 충분히 큰 밀도와 충분히 작은 밀도를 의미한다. 사실상 N개의 X선 스펙트럼 인덱스에 대해 N!개의 순서가 있을 수 있지만 모든 순서가 모두 다른 의미를 표현하지는 않는다. 기준 물질의 밀도와 비슷한 물질인 경우 오차범위 내에서 한 두 순서 정도는 뒤바뀔 수 있다. Fig. 2를 예로 들면 순서 1-2-3-4를 기준으로 2-1-3-4, 1-3-2-4, 그리고 1-2-4-3은 모두 인접한 인덱스와 한 번 바뀐 경우이고, 우리는 X선 스펙트럼의 우선 순위를 알지 못하므로 어느 교환이 더 기준 순서와 유사한 경우를 의미하는지 알지 못한다. 따라서 예로 들었던 세 경우는 같은 범주로 묶어서 다루어야 한다. 네 개의 X선 스펙트럼을 사용하면 1-2-3-4로부터 최대 여섯 번의 인접 순서 교환만이 가능하

고 여섯 번의 교환 결과는 4-3-2-1이다. 따라서 이 경우 모두 7가지 범주로 구분하게 된다. 재미있는 사실은 인덱스의 순서를 얻으면서 광학밀도 정보를 모두 버렸음에도 불구하고, 범주에 따른 적절한 시각화를 통해 결과적으로는 실제 치아의 밀도차이에 의한 해부학적 정보를 볼 수 있다는 사실이다.

재료 및 방법

본 실험은 X선 스펙트럼 차이에 의한, 더 엄밀하게는 X선의 경화 정도 차이에 의한, 방사선사진들 상호간의 차이를 분석하기 위한 실험이다. 따라서 피사체와 디지털 영상검출기(digital detector), 그리고 X선 발생장치의 위치 고정 이 중요하다. 상대적 위치가 고정되어 있어야만 영상검출기에 도달하는 선량 비교가 의미를 갖고, 방사선사진들 상호간의 정보를 비교하는 것 역시 의미를 갖는다. 전체적인 실험과정은 아래의 순서로 수행되었다.

1. 영상 획득 (Image Acquisition)

이미지를 얻기 위해서 텍스코윈3000 이동식 X선 장치(Dexcowin, Korea)와 하마마쯔사의 C9266D 디지털 영상검출기(C9266D CCD sensor, Hamamatsu, Japan)가 사용되었고 촬영을 위해서 자체 제작한 고정장치에 각각 설치되었다. 촬영을 통해서 1,500픽셀×1,000픽셀의 8비트 그레이 축척 이미지를 얻게 되는데 실제 검출영역은 20 mm×30 mm이므로 픽셀 당 20 μm×20 μm의 영역을 표현한다. 먼 저 배경노이즈를 제거하기 위해서 아무 피사체도 없는 상황에서 10회 촬영했고,³⁷ 그 후 Fig. 3의 왼쪽아래 사진과 같은 1 mm 간격 step 12개를 갖는 계단형 기준-첵기(Reference step wedge)를 촬영했고,³⁸ 마지막으로 적출된 어금니들을 촬영하였다. 이 과정은 Table 1에 주어진 8가지 상황(알루미늄 필터두께와 보상을 위한 노출시간)에서 촬영

Table 1. Eight conditions were listed for the exposure time and the thickness of aluminum filter. The hardening of X-ray beam was consecutively numbered by an index. The smaller index indicates the softer X-ray spectrum and the larger one implies the harder one

Index	Exposure time (s)	Thickness of Al filter (mm)
1	0.15	0
2	0.20	1
3	0.25	2
4	0.30	3
5	0.35	4
6	0.40	5
7	0.45	6
8	0.50	7

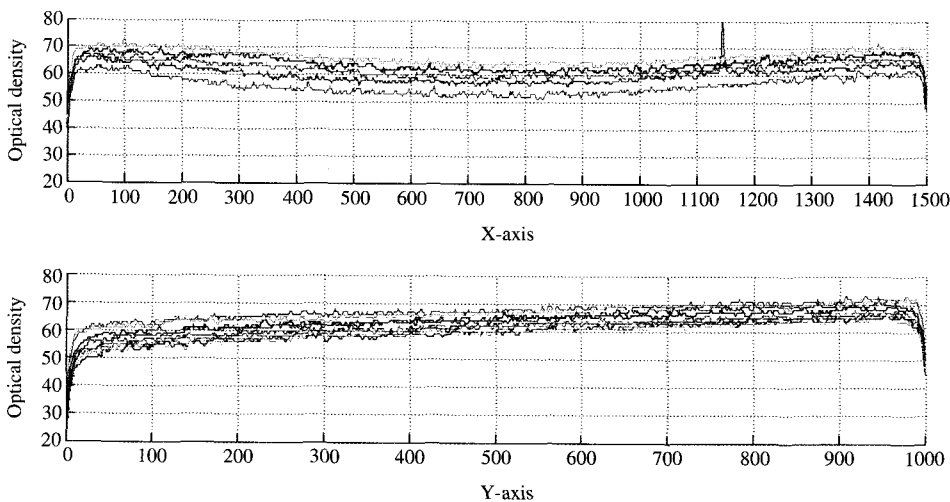


Fig. 4. (Top) The optical density plots for BND in x-axis are shown. Effect of inverse square law was evidently appeared in figure. Each of the plots was acquired by 200 pixel interval in y-axis. (Bottom) The optical density plots for BND in y-axis are also shown, and typical Heel effect was happened. The 200 pixels interval for x-axis is used for acquiring the plots (Exposure time, 0.15 s and without Al filter).

되었고, 얻어진 모든 방사선사진들은 작동하지 않는 화소 (dead pixel) 효과를 줄이기 위해서 3×3 평균값 필터 (median filter)를 이용하여 두 번씩 처리되었다. 이 처리과정이 전체과정에서 사용된 유일한 비가역적 처리과정이다.

2. 배경노이즈 제거 (Background noise subtraction)

특정 조건에서의 배경노이즈 분포 (background noise distribution, BND)의 분포곡선이 나타나 있다 (Fig. 4). 여기서 BND는 아무런 피사체도 없이 촬영된 10회의 방사선사진들의 각 지점에서의 광학밀도 값들의 평균으로 구해졌고, 서로 다른 실험조건에 대해서 각각 구해졌다.

방사선사진에서 배경노이즈를 직접 제거하는 데에는 문제점이 있다. 피사체가 있는 경우, 입사된 X선이 피사체에 의해 산란되어 배경에 추가되기 때문에 피사체 없이 촬영했을 때보다 검게 된다. 따라서 산란된 양을 먼저 알아내는 것이 정확한 노이즈 제거 (noise subtraction)를 보장한

다.

실험을 통해서, 치아와 계단형 기준-췌기 방사선사진상의 배경 10개 지점에서 10×10 화소행렬 (pixel matrix)을 구한 뒤 행렬의 평균 광학밀도를 계산하였다. 그 뒤 계산된 평균 광학밀도와 각각의 BND를 비교하여 노이즈 인자 (Noise factor)를 구하였다. 각 실험 조건에 대한 노이즈 인자는 Table 2와 같고, 노이즈 제거 전후의 치아 방사선사진의 X축과 Y축에 대한 광학밀도 분포곡선은 Fig. 5와 같다.

3. 광학밀도 특성곡선을 이용한 방사선사진의 재구성 (Reconstruction radiographs using optical density characteristic curves)

특정 촬영조건에서 얻어진 계단형-췌기에 대한 방사선사진에서 스텝에 대한 일관적인 광학밀도를 얻기는 쉽지 않은데 앞에서 언급한 배경 노이즈의 효과 때문에 같은 스텝이라 할지라도 측정하는 위치에 따라서 달라지는 광학밀도 차이를 무시하기 힘들기 때문이다. 위에서 언급한대로 비율을 고려하여 BND를 제거한 후의, 각 조건 별, 스텝 별로 구해진 디지털 영상검출기의 광학밀도 특성곡선 (characteristic curve)은 Fig. 6과 같다.

이 커브들 중에서 리스케일의 기준 커브를 정했는데, 기준 커브는 리스케일을 통한 광학밀도 왜곡이 최소가 되도록 중간에서 잡았다. 그 후 다른 커브들을 기준 커브에 맞추기 위한 각 광학밀도 별 리스케일 함수를 구했고, 이 함수를 이용하여 실제 치아 이미지를 조건 별로 재구성 (reconstruct)하였다. 이 의미는 모든 스펙트럼에서 얻은 방사선사진 속의 계단형-췌기는 똑같아 보인다는 뜻이다. 즉

Table 2. Noise factors (NFs) were calculated for both tooth and step-wedge independently

Index	Exposure time (s) / Thickness (mm)	Noise factor (1) for tooth	Noise factor (2) for step-wedge
1	0.15/0	0.87	0.73
2	0.20/1	0.93	0.80
3	0.25/2	1.24	1.03
4	0.30/3	1.45	1.29
5	0.35/4	1.61	1.37
6	0.40/5	1.33	1.05
7	0.45/6	1.44	1.10
8	0.50/7	1.34	1.03

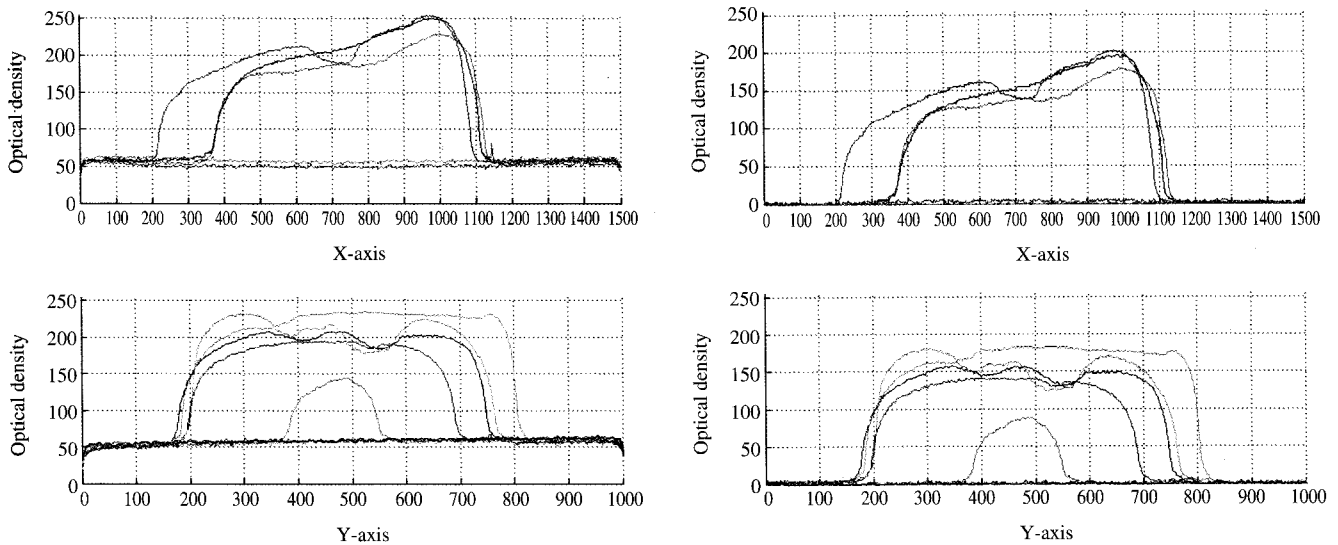


Fig. 5. The optical density plot for x and y-axis of actual tooth radiograph are shown with specific condition. (Exposure time 0.15 s, without Al filter) (Left) The optical density plots for the tooth radiograph before background noise subtraction. (Right) The optical density plots after subtraction.

이 시점의 치아의 방사선사진들은 기준물질(우리의 경우는 알루미늄 계단형-썰기)에 대해서는 X선 스펙트럼의 경화 정도와 상관없이 같은 광학밀도를 갖도록 재 구성된

이미지들이다. 하지만 알루미늄이 아닌 다른 치아경조직의 경우에는 여전히 광학밀도의 차이를 보인다.

4. Index Sequence Analysis

우리는 적절한 방법을 통해 배경 노이즈를 제거하고, 계단형 알루미늄 썰기를 기준으로 이용하여 한 여덟 장의 방사선영상을 재 구성하였다. 이제 임의의 지점에서의 광학밀도 값은 지점 주위로 4×4의 구간내의 광학밀도의 평균값으로 주어지고 여덟 개의 방사선영상으로부터 각각 한 개씩 모두 여덟 개가 얻어진다. 얻어진 여덟 개의 광학밀도는 오름차순으로 정렬되고 각각의 광학밀도에 붙어있던 인덱스도 정렬과정 동안 재 정렬하여 특정 인덱스-순서로 바뀌게 된다.

우리의 경우 여덟 개의 인덱스를 다루므로 이 경우는 1-2-3-4-5-6-7-8에서 8-7-6-5-4-3-2-1까지의 8!개의 인덱스를 가질 수 있는데, 이 두 개의 순서는 명백한 물리적 의미를 가지며 실제 투과된 두께와 상관없이 기준물질보다 유효 밀도(effective density) 관점에서 충분히 밀도가 큰 물질과 작은 물질을 나타내게 된다. 물질의 밀도가 기준 물질의 밀도와 비슷해질수록 오차범위 내에서 순서가 바뀔 가능

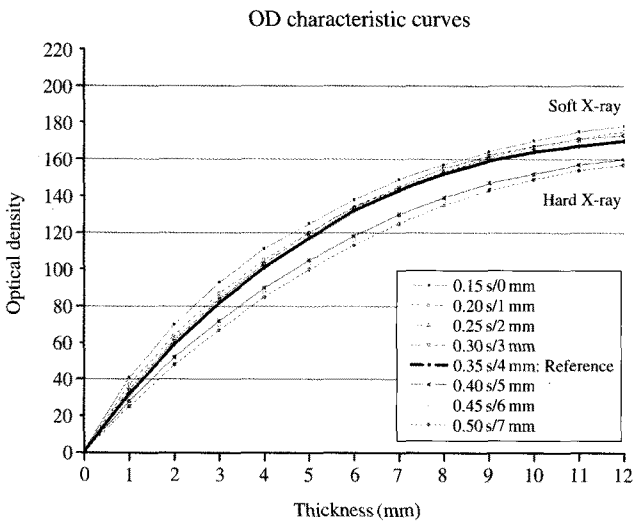


Fig. 6. The optical density characteristic curves of eight conditions were described using Al step-wedge.

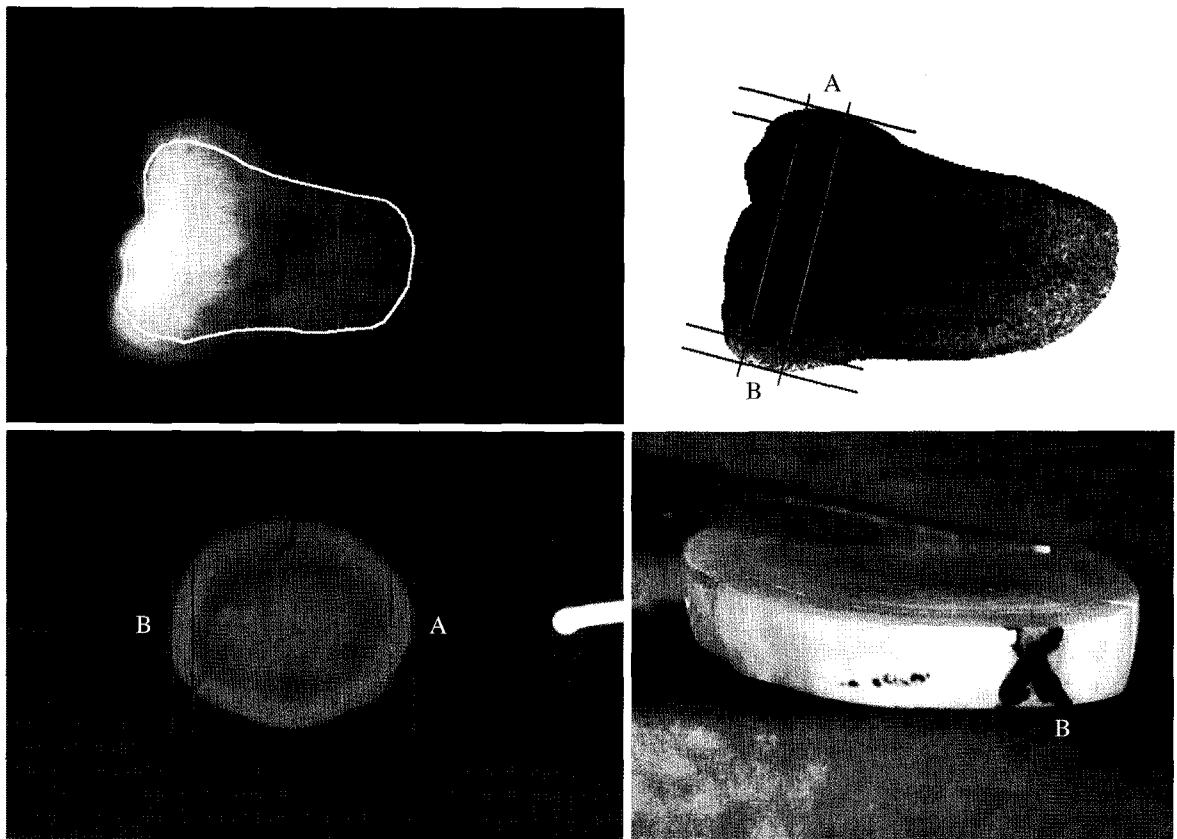


Fig. 7. (Upper-right) The reconstruction image which represents the sequences of spectrum index was built by their own gray scale. (Others) The tooth was sliced and irradiated to confirm the algorithm. The background noise of disk radiograph was also subtracted by corresponding NF in table 1.

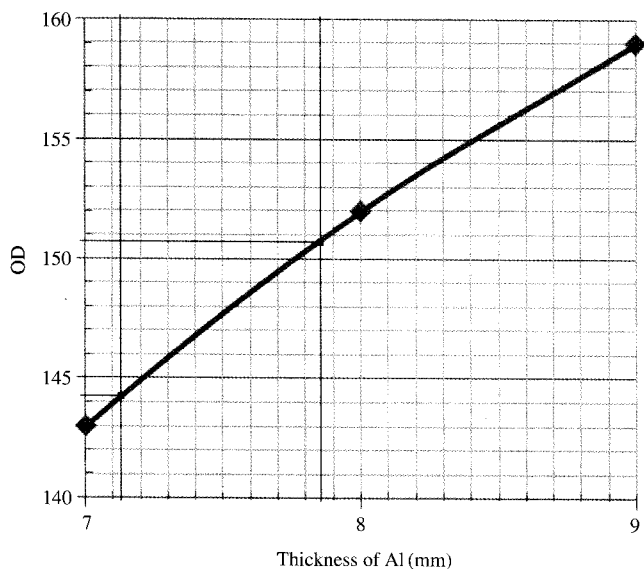


Fig. 8. The partial optical density characteristic curve was employed to estimate the density difference of two proximal regions A and B. This curve has come from the condition, 0.35s in exposure time and 4mm in thickness, and it was also same for the two average values of region A and B.

성이 많아지고 기준 물질과 같은 밀도에서는 가능한 모든 순서가 나타날 수 있다.

앞에서 언급했던 것처럼, 인덱스에 따라 X선 스펙트럼의 우선순위를 알지 못하므로 인접 인덱스들 사이의 교환 횟수에 따라 순서를 구분하는 것이 의미를 갖는다. 즉 교환 횟수가 적을수록 기준밀도로부터 차이가 큰 유효밀도를 갖는 물질이다.

따라서 우리의 경우 모두 28회의 인접 인덱스 교환이 필요하고 교환 횟수에 따라 모두 29개의 범주로 나눌 수 있다. 다시 말해서 순서 1-2-3-4-5-6-7-8은 최대 28번의 의미있는 인접 인덱스 교환만 가능하며 최대 교환 후 얻게 되는 인덱스 순서는 8-7-6-5-4-3-2-1이다. 같은 범주의 인덱스 순서는 같은 물리적 중요도만 갖는다고 고려하여, 시각 화할 때 같은 색으로 묘사하였다. 색은 기준밀도보다 밀도가 큰 영역을 나타내는 인덱스-순서(1-2-3-4-5-6-7-8)를 검정으로 정하고 밀도가 작은 영역의 sequence(8-7-6-5-4-3-2-1)를 하얀색으로 정하였다. 나머지 인덱스 순서는 인접 인덱스 교환 횟수에 따라 검정색에 가까운 회색부터 하얀색에 가까운 회색까지 순차적으로 배정하였다.

결 과

인덱스 순서 범주에 따라 색을 할당해서 위치에 따른 정보를 재구성한 영상이 Fig. 7의 우측 위 그림에 있다. 이 때 그레이 축척 값이 50 이하인 지점들은 알고리즘을 통해 제거했다. 치아는 여러 치아경조직들이 중첩된 형태를 가

지므로 방사선사진상의 이빨의 경계 면을 제외하고는 순서가 의미하는 밀도는 X선 경로상의 여러 물질들에 대한 각각의 두께와 밀도가 반영된 유효밀도이고 그 정보를 모두 이해하는 것은 어렵다(Fig. 7의 좌상 하얀 선으로 감싸진 영역). 하지만 방사선사진에서 치아 경계 면이 되는 인접 영역과 교합 영역에서는, 다시 말해서 치아경조직의 구성성분이 명확한 곳에서는 의미가 좀 더 분명해진다. 인덱스-순서로 재 구성된 그림을 보면 교합면 상당 부분과 화면 아래쪽 에나멜 부분, 그리고 치주 쪽에 탈염화가 발생한 것을 볼 수 있다.

실제로 인접 영역에서의 밀도 차이를 보기 위해서 해당 치아를 Fig. 7에서와 같이 2mm 두께로 잘라서 단면에 대해 X선 촬영을 하였다. 영역 A에서의 평균 광학밀도는 144.2 ± 1.4 였고 영역 B에서의 값은 150.7 ± 1.5 였다. 물론 이 두 값의 차이로부터 절대(absolute) 밀도차이를 알 수는 없지만, 계단형 알루미늄 췌기를 이용한 해당 조건의 광학밀도 특성곡선으로부터 두 영역에서의 광학밀도 값이 알루미늄 두께 7.13 mm와 7.86 mm에 해당된다는 것은 알 수 있다(Fig. 8). 즉 얻어진 광학밀도의 차이는 알루미늄에 있어서 10% 정도의 밀도 차이를 의미한다.

총괄 및 고안

우리는 X선 스펙트럼의 경화 정도 차이로부터 치아경조직의 밀도 차이를 구분할 수 있는 방법을 연구하였다. 미세한 광학 밀도를 의미 있게 구분하기 위해서는 매우 세밀한 오차관리가 필요했고, 위치 별로 작은 차이를 보이는 광학밀도를 처리하기 위해서는 조건에 따른 위치의 고정이 매우 엄격해야만 했다. 따라서 이 실험은 실험실 환경에서만 가능하고 당분간 임상에서는 추가적인 연구없이 수행되기 어려울 것으로 보인다. 하지만 이 방법이 방사선사진학을 이용하여 추가적인 치아 정보를 얻을 수 있는 또 다른 방법인 것은 분명하다. 최근 작은 에미터 크기와 작은 초점(focal spot) 크기로 각광 받는 탄소 나노튜브 기반(CNT-based) X선 장치를 고려해보면, 치아의 고정(immobilization) 장치를 포함하는 매우 작은 치과용 X선 장치나 혹은 서로 다른 여러 스펙트럼의 X선 튜브들을 하나의 장치로 만들어 내는 것도 충분히 가능할 것으로 보인다. 따라서 여러 스펙트럼의 X선을 이용한 알고리즘을 실제로 임상 적용시키는 일도 그렇게 멀지 않은 미래에 가능할 것으로 보인다.

참 고 문 헌

1. Rugg-Gunn AJ. Approximal carious lesions: A comparison of the radiological and clinical appearances. *Br Dent J* 1972; 133 : 481-4.
2. Berkhout W, Verheij JGC, Syriopoulos K, Li G, Sanderink GCH, van der Stelt PF. Detection of proximal caries with high-resolution and

- standard resolution digital radiographic systems. *Dentomaxillofac Radiol* 2007; 36 : 204-10.
3. Espelid I, Tveit AB. Clinical and radiographic assessment of approximal carious lesions. *Acta Odontol Scand* 1986; 44 : 31-7.
 4. Firestone AR, Sema D, Heaven TJ, Weems RA. The effect of a knowledge-based, image analysis and clinical decision support system on observer performance in the diagnosis of approximal caries from radiographic images. *Caries Res* 1998; 32 : 127-34.
 5. Heaven TJ, Firestone AR, Feagin FF. Computer-based image analysis of natural approximal caries on radiographic films. *J Dent Res* 1992; 71(Spec Iss) : 846-9.
 6. Hintze H, Wenzel A, Danielsen B, Nyvad B. Reliability of visual examination, fibre-optic transillumination, and bite-wing radiography, and reproducibility of direct visual examination following tooth separation for the identification of cavitated carious lesions in contacting approximal surfaces. *Caries Res* 1998; 32 : 204-9.
 7. Li G, Sanderink GCH, Berkhout W, Syriopoulos K, van der Stelt PF. Detection of proximal caries in vitro using standard and task-specific enhanced images from a storage phosphor plate system. *Caries Res* 2007; 41 : 231-34.
 8. Downer MC. Concurrent validity of an epidemiological diagnostic system for caries with the histological appearance of extracted teeth as validation criterion. *Caries Res* 1975; 9 : 231-46.
 9. Mejare I, Grondahl HG, Carlstedt K, Grever AC, Ottosson E. Accuracy at radiography and probing for the diagnosis of proximal caries. *Scand J Dent Res* 1985; 93 : 178-84.
 10. Mileman PA, van der Weele LT. Accuracy in radiographic diagnosis: Dutch practitioners and dental caries. *J Dent* 1990; 18 : 130-36.
 11. Pitts NB, Rimmer PA. An in vivo comparison of radiographic and directly assessed clinical caries status of posterior approximal surfaces in primary and permanent teeth. *Caries Res* 1992; 26 : 146-52.
 12. Ricketts DN, Whaites EJ, Kidd EA, Brown JE, Wilson RF. An evaluation of the diagnostic yield from bitewing radiographs of small approximal and occlusal carious lesions in a low prevalence sample in vitro using different film types and speeds. *Br Dent J* 1997; 182 : 51-8.
 13. Russell M, Pitts NB. Radiovisiographic diagnosis of dental caries: initial comparison of basic mode videoprints with bitewing radiography. *Caries Res* 1993; 27 : 65-70.
 14. Seneadza V, Koob A, Kaltschmitt J, Staehle HJ, Duwenhoegger J, Eickholz P. Digital enhancement of radiographs for assessment of interproximal dental caries. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37 : 142-8.
 15. Syriopoulos K, Sanderink GC, Velders XL, van der Stelt PF. Radiographic detection of approximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems. *Dentomaxillofac Radiol* 2000; 29(5) : 312-8.
 16. Verdonshot EH, van de Rijke JW, Brouwer W, ten Bosch JJ, Truin GJ. Optical quantitation and radiographic diagnosis of incipient approximal caries lesions. *Caries Res* 1991; 25 : 359-64.
 17. Wenzel A, Haiter-Neto F, Gotfredsen E. Risk factors for a false positive test outcome in diagnosis of caries in approximal surfaces: Impact of radiographic modality and observer characteristics. *Caries Res* 2007; 41 : 170-6.
 18. Lussi A. Comparison of different methods for the diagnosis of fissure caries without cavitation. *Caries Res* 1993; 27 : 409-16.
 19. Ashley PF, Blinkhorn AS, Davies RM. Occlusal caries diagnosis: an in vitro histological validation of the Electronic Caries Monitor (ECM) and other methods. *J Dent* 1998; 26 : 83-8.
 20. Ekstrand KR, Ricketts DN, Kidd EA. Reproducibility and accuracy of three methods for assessment of demineralization depth of the occlusal surface: an in vitro examination. *Caries Res* 1997; 31 : 224-31.
 21. Huysmans MC, Hintze H, Wenzel A. Effect of exposure time on in vitro caries diagnosis using the Digora system. *Eur J Oral Sci* 1997; 105 : 15-21.
 22. Huysmans MC, Longbottom C, Pitts N. Electrical methods in occlusal caries diagnosis: an in vitro comparison with visual inspection and bite-wing radiography. *Caries Res* 1998; 32 : 324-9.
 23. Ketley CE, Holt RD. Visual and radiographic diagnosis of occlusal caries in first permanent molars and in second primary molars. *Br Dent J* 1993; 174 : 364-70.
 24. Kositbowornchai S, Basiw M, Promwang Y, Moragorn H, Sooksuntisakoonchai N. Accuracy of diagnosing occlusal caries using enhanced digital images. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33(4) : 236-40.
 25. Lazarchik DA, Firestone AR, Heaven TJ, Filler SJ, Lussi A. Radiographic evaluation of occlusal caries: effect of training and experience. *Caries Res* 1995; 29 : 355-8.
 26. Lussi A, Firestone A, Schoenberg V, Hotz P, Stich H. In vivo diagnosis of fissure caries using a new electrical resistance monitor. *Caries Res* 1995; 29 : 81-7.
 27. Nyttun RB, Raadal M, Espelid I. Diagnosis of dentin involvement in occlusal caries based on visual and radiographic examination of the teeth. *Scand J Dent Res* 1992; 100 : 144-8.
 28. Richetts DNJ, Ekstrand KR, Martignon S, Ellwood R, Alatsaris M, Nugent Z. Accuracy and reproducibility of conventional radiographic Assessment and subtraction radiography in detecting demineralization in occlusal surfaces. *Caries Res* 2007; 41 : 121-8.
 29. Ricketts D, Kidd E, Smith B, Wilson R. Radiographic detection of occlusal caries: effect of X-ray beam factors on diagnosis. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1994; 2 : 149-54.
 30. Verdonshot EH, Wenzel A, Truin GJ, Konig KG. Performance of electrical resistance measurements adjunct to visual inspection in the early diagnosis of occlusal caries. *J Dent* 1993; 21 : 332-7.
 31. Wenzel A, Fejerskov O, Kidd E, Joyston-Bechal S, Groeneveld A. Depth of occlusal caries assessed clinically, by conventional film radiographs, and by digitized, processed radiographs. *Caries Res* 1990; 24 : 327-33.
 32. Wenzel A, Fejerskov O. Validity of diagnosis of questionable caries lesions in occlusal surfaces of extracted third molars. *Caries Res* 1992; 26 : 188-94.
 33. Wenzel A, Hintze H, Mikkelsen L, Mouyen F. Radiographic detection of occlusal caries in noncavitated teeth: a comparison of conventional film radiographs, digitized film radiographs, and RadioVisioGraphy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1991; 72 : 621-6.
 34. Dove SB. Radiographic diagnosis of dental caries. *J Dent Educ* 2001; 65 : 985-90.
 35. Johns HE, Cunningham J. *The Physics of radiology*. 4th Ed. Springfield, IL: Thomas, 1983.
 36. Richard SM, Harold CH, Louise EA. Density and refractive index studies of dental hard tissues: II. Density distribution curves. *J Dent Res* 1939; 18 : 203-11.
 37. Du Tré F, Reinhilde J, Sean S, Daniel van S. Development of a novel digital subtraction technique for detecting subtle changes in jawbone density. *Clin Oral Investig* 2006; 10(3) : 235-48.
 38. Allen KM, Hausmann E. Analytical methodology in quantitative digital subtraction radiography: analyses of the aluminum reference wedge. *J Periodontol* 1996; 67 : 1317-21.