

# 노이즈 감소 필터 사용이 판독능에 미치는 효과

서울대학교 치의학대학원

\*서울대학교 치의학대학원 구강악안면방사선학교실 및 치학연구소

\*\*서울대학교 치의학대학원 구강악안면방사선학교실, 치학연구소 및 BK21 치의학생명과학사업단

정영철 · 최보람\* · 허경희\* · 이원진\*\* · 허민석\* · 이삼선\*\* · 최순철\*

## The effects of digital image processing for noise reduction on observer performance

Young-Chul Jung, Bo-Ram Choi\*, Kyung-Hoi Huh\*\*, Won-Jin Yi\*\*\*, Min-Suk Heo\*\*, Sam-Sun Lee\*\*\*, Soon-Chul Choi\*\*

School of Dentistry, Seoul National University

\*Department of Oral and Maxillofacial Radiology and Dental Research Institute, School of Dentistry, Seoul National University

\*\*Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Dental Research Institute, and BK21 Craniomaxillofacial Life Science, School of Dentistry, Seoul National University

### ABSTRACT

**Purpose** : This study was performed to examine the effects of image filter on observer performance by counting the number of holes at each wedge step on a radiographic image.

**Materials and Methods** : An aluminum step wedge with 11 steps ranged in thickness from 1.5 mm to 16.5 mm in 1.5 mm increments was fabricated for this study. Each step had 10 notched holes with 1.0 mm diameter on the bottom of the step wedge which were ranged in depths from 0.1 mm to 1.0 mm in 0.1 mm increments. Digital radiographic raw images of the aluminum step wedge were acquired by using CCD intraoral sensor. The images were processed using several types of noise reduction filters and kernel sizes. Three observers counted the number of holes which could be discriminated on each step. The data were analyzed by ANOVA.

**Results** : The number of holes at each step was decreased as the thickness of step was increased. The number of holes at each step on the raw images was significantly higher than that on the processed images. The number of holes was different according to the types and kernel sizes of the image filters.

**Conclusion** : The types and kernel sizes of image filters on observer performance were important, therefore, they should be standardized for commercial digital imaging systems. (*Korean J Oral Maxillofac Radiol* 2010; 40 : 103-7)

**KEY WORDS** : Task performance; Radiography, Dental; Radiographic Image Enhancement

### 서 론

최근 들어 많은 수의 치과 관련 종사자들이 디지털 방사선장비를 이용하고 있다.<sup>1</sup> 디지털 영상은 X선이 센서 픽셀과 상호작용한 후 아날로그-디지털 변환을 거쳐 소프트웨어 처리되어 영상이 표시된다. 센서로부터 아날로그-디

지탈 변환기에 전달된 전압은 강도에 따라 변환되어 8비트 영상의 경우 0(검은색)에서 255(흰색)까지의 회색조로 표현되고 12비트 및 16비트 영상은 256 이상의 대조도 해상도를 나타낼 수 있다.<sup>2</sup> 이에 비해 인간 눈은 32 회색조 단계 정도를 인지할 수 있다는 보고가 있었다.<sup>3</sup>

디지털 방사선영상에는 실제 해부학적 구조물의 X선 영상을 형성하는 데 필요한 정보뿐 아니라 일부 노이즈도 포함하고 있다. 노이즈는 입사된 X선의 양에 관계된 광자의 얼룩(quantum mottle)으로 발생할 수 있고 혹은 그리드 등에 의해 인위적으로 발생할 수 있는데 이와 같은 노이즈는 판독능을 감소시킨다.<sup>4</sup> 노이즈의 양은 여러 가지 요

접수일 (2010년 4월 21일), 수정일 (1차: 2010년 5월 24일, 2차: 2010년 6월 1일), 채택일 (2010년 6월 7일)

Correspondence to : Prof. Min-Suk Heo

Department of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, Seoul National University, Chang-kyeong-gung-ro 62-1, Jongno-gu, Seoul 110-768, Korea  
Tel) 82-2-2072-3016, Fax) 82-2-744-3919, E-mail) hmslsh@snu.ac.kr

소에 의하여 좌우된다. 센서 자체의 고유 노이즈가 있으며, 입사되는 X선 양의 정도에 따라 노이즈의 정도가 달라질 수 있다.

X선 양이 감소할수록 노이즈의 양이 증가하는 경향이 있는데<sup>4</sup> 이와 같은 현상은 경계-개선(edge enhancement) 혹은 대조도-개선(contrast enhancement) 영상처리로 개선할 수 있다. 노이즈는 일반적으로 판독능을 감소시키지만, 노이즈를 감소시키기 위하여 X선 조사량을 증가시킬수록 환자에 대한 노출량이 증가하므로 치료 영역에서 디지털 영상의 노이즈 제거는 중요한 의미를 가진다.<sup>4</sup>

영상에서 나타나는 노이즈는 소프트웨어적으로 처리하여 감소시킬 수 있다. 소프트웨어는 아날로그-디지털 변환기에서 생성된 신호를 다양한 영상처리법을 통하여 노이즈를 감소시켜 깨끗한 영상을 모니터에서 보여줄 수 있다. 영상처리에는 영상의 노이즈를 감소시키기 위한 가장 대표적인 필터인 중간값 필터를 비롯하여 평균값 필터 등 다양한 종류의 필터를 사용할 수 있으며 CCD 센서나 CMOS 센서를 사용하는 디지털 영상 장비는 제각각 영상처리 기법을 적용하고 있다.<sup>5,6</sup> 또한 영상처리는 환자의 방사선 노출량을 감소시키고 영상 질을 개선시키는 효과도 가지고 있다.<sup>7,8</sup>

영상처리 정도가 낮으면 영상에 많은 노이즈가 관찰되어 화질이 저하되고 영상처리를 지나치게 하면 화질은 향상되어 보이지만 정상적인 해부학적 형태도 흐림 현상 등의 영상의 왜곡에 의하여 판독능의 저하를 초래하게 된다.<sup>9</sup> 따라서 판독능을 저하시키지 않으면서 노이즈를 감소시킬 수 있는 적절한 영상처리법을 적용하는 것이 좋은 화질의 영상을 획득하기 위하여 중요한 요소이다.<sup>10</sup>

본 연구의 목적은 디지털 방사선영상의 필수적인 문제인 아날로그-디지털 변환기에서 발생하는 노이즈를 제거하기 위한 필터를 사용한 후 판독능에 미치는 효과를 평가하고자 한다.

## 재료 및 방법

### 1. 영상의 획득

본 실험을 위하여 특수한 형태의 알루미늄 스텝웨지를 제작하였는데 (Fig. 1) 스텝웨지는 11개의 스텝을 가지고 있고 두께는 1.5 mm (스텝 1)에서 16.5 mm (스텝 11)까지 1.5 mm씩 증가하도록 순수 알루미늄으로 제작되었다. 각 스텝의 바닥면에는 지름 1.0 mm로 10개의 구멍을 0.1 mm에서 1.0 mm까지 0.1 mm씩 증가하도록 형성하였다. 이 스텝웨지는 알루미늄 스텝의 두께에 대한 구멍의 깊이의 비율이 달라지도록 제작하였으며 이것을 이용하여 미약한 흑화도의 차이를 구별할 수 있는지 평가하기 위하여 제작되었다.

알루미늄 스텝웨지를 CCD 센서 (#2HR, Suni Medical Inc.,

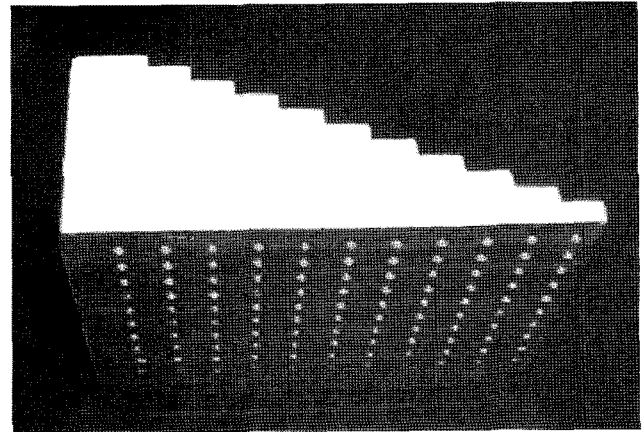


Fig. 1. Aluminum step wedge.

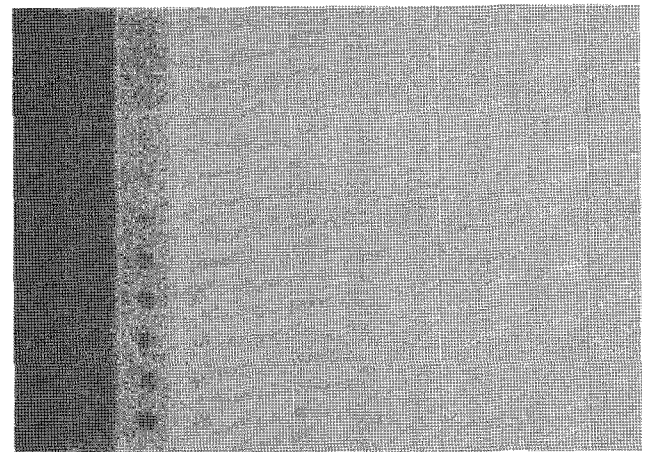


Fig. 2. An example of 12 bit raw image which shows the strongest negative correlation between step thickness and holes.

San Jose, USA) 위에 올려놓고 구내 방사선촬영기 (Focus™, Instrumentarium Dental, Tuusula, Finland)를 이용하여 영상을 획득하였다. 촬영 조건은 70 kVp, 7 mA로 0.12초의 노출을 하였으며 초점에서 센서까지의 거리는 60 cm로 고정하였다. CCD 센서의 픽셀 크기는 22.5 μm이며 SDR™ (MJRAD Co., Seoul, Korea) 소프트웨어를 이용하여 아무런 영상처리를 하지 않은 12비트의 원본영상을 획득한 후 8비트 영상으로 변환하여 본 연구에 사용하였다 (Fig. 2).

획득한 영상은 Image Processing Toolbox 6.4 (The MathWorks™, Natick, USA)를 이용하여 영상의 노이즈 감소를 위한 가장 대표적인 방법으로 사용되는 선형 필터 (linear filter), 중간값 필터 (median filter), 적응성 필터 (adaptive filter)를, 커널 (kernel)의 크기는 3×3, 5×5, 7×7, 9×9, 11×11로 바뀌가면서 영상처리를 시행하였다.<sup>11,12</sup> 커널의 크기는 클수록 노이즈 제거에 유리하지만 그만큼 왜곡도 발생하기 때문에 가장 작은 커널의 크기인 3×3부터 커널의

**Table 1.** Specifications of monochrome TFT-LCD monitor

Diagonal size (inch)	20.8
Spatial resolution (pixels)	1,536 × 2,048
Maximum viewing angle (deg)	± 85 (horizontal) ± 85 (vertical)
Contrast ratio	600 : 1
Refresh rate (Hz)	30
Gray scale (bits)	8
Maximum brightness (cd/m <sup>2</sup> )	600

크기를 점차 증가시켜 커널 크기에 따른 효과를 비교해 보고자 하였다.

## 2. 영상의 평가

3명의 관찰자들이 각각의 스텝에서 관찰할 수 있는 구멍의 수를 세었다. 영상의 순서는 임의로 하여 관찰자들이 영상 획득 조건 및 영상처리 방법을 인지할 수 없도록 하였다. 관찰자 간 영상의 차이 및 영상조절의 숙달 정도에 따른 차이를 배제하기 위하여 디지털 방사선영상의 윈도우 폭과 레벨을 고정한 상태에서 관찰하였다. 모든 디지털 방사선영상은 1,536 × 2,048의 고해상도 판독용 흑백 모니터(ME315L, TOTOKU Electric Co. Ltd., Tokyo, Japan)에서 8비트 회색조로 균일한 전등 아래에서 관찰하였다. Table 1은 사용된 모니터의 규격이다.

## 3. 통계분석

스텝의 두께와 관찰 가능한 구멍의 수 사이의 상관관계 분석을 시행하였다. 필터 및 커널 크기에 따른 차이의 평가를 위하여 일변량 ANOVA 분석을 시행하였고 사후분석은 Fisher's LSD 검정을 사용하였다. 프로그램은 SPSS for Windows (version 12.0, SPSS Inc., Chicago, USA)를 사용하여  $p < 0.05$ 로 통계학적 유의성을 검정하였다.

## 결 과

원본영상에서 스텝에 따른 판독능의 차이를 비교하였을 때 각 스텝에서 관찰 가능한 구멍의 수는 스텝의 두께가 증가할수록 감소하는 양상을 보였다. Pearson 상관관계수는  $-0.890$ 이었다( $p < 0.05$ ).

각 스텝에서 관찰 가능한 구멍의 수는 원본 영상이 가장 많았으며 선형 필터, 중간값 필터, 적응성 필터 처리 영상이 더 적은 양상을 보였다( $p < 0.05$ ). 커널의 크기에 따른 판독능의 차이 비교에서 선형 필터, 중간값 필터의 경우 커널의 크기가 증가할수록 관찰 가능한 구멍의 수는 감소하였다( $p < 0.05$ ). 반면, 적응성 필터의 경우 커널의 크기의 변화에 따라 구멍 수에는 차이가 없었다. 필터의 종류에 따른 판독능의 차이 비교에서 커널의 크기 3 × 3의

**Table 2.** Total number of the visible holes as type of filter and kernel size changes

Kernel size	Linear filter*†	Median filter*†	Adaptive filter*
3 × 3	48.0	43.0	44.7
5 × 5 <sup>†</sup>	46.7	42.3	43.3
7 × 7 <sup>†</sup>	45.6	38.0	43.3
9 × 9 <sup>†</sup>	44.3	36.7	44.3
11 × 11 <sup>†</sup>	44.3	36.3	42.3

Original image without image processing=50.0

\*statistically significant compared with original image ( $p < 0.05$ ); † statistically significant among the kernel sizes ( $p < 0.05$ ); ‡ statistically significant among the types of filters ( $p < 0.05$ )

경우 필터 종류에 따라 측정된 구멍 수에는 차이가 없었던 반면 5 × 5, 7 × 7, 9 × 9, 11 × 11의 경우 필터 종류에 따라 관찰 가능한 구멍의 수에는 차이가 나타났다( $p < 0.05$ , Table 2).

Fisher's LSD 검정을 통한 사후분석 결과 커널 크기 간의 관계는 유의한 차이를 보이지 않았다( $p > 0.05$ ). 또한, 필터 간의 관계도 사후분석 결과 유의한 차이를 보이지 않았다( $p > 0.05$ ).

## 고 찰

디지털 방사선영상 장비의 판독능은 CCD 센서의 비트 수(bit depth) 및 관전압과 관계가 있다는 것이 보고되었다.<sup>13</sup> 또한 동일한 영상에 대해서도 측정 조건에 따라서 판독능이 다르다고 보고되었다. 일반적으로 방사선학 분야에서 권고되는 모니터는 한 화면에서 여러 개의 영상을 볼 수 있도록 17-23인치의 화면에, 화면 깜박임을 최소로 하기 위하여 70 Hz 이상의 인터레이스 되지 않은(non-interlaced) 재생률(refresh rate)을 가져야하며, 조명을 약간 어둡게 한 상태에서 판독 업무가 이루어질 수 있도록 60 foot-Lamberts (fL) 이상의 디스플레이 명시도(luminance)를 가져야 한다.<sup>14</sup> 더불어 1k × 1k 이상의 화소 배열과 필름 크기와 유사한 크기의 모니터, 그리고 모니터 자체의 대조도, 휘도 조절이 가능해야 최대의 판독능을 보이는 것으로 보고되었다.<sup>15</sup>

위에 언급된 비트 수, 관전압, 영상 판독 조건 외에도 다른 여러 요인이 판독능과 관련이 있다. 영상처리도 판독능과 관련이 있는데 현재 필터를 포함한 영상 처리는 치과 영역에서 여러 용도로 사용되고 있다.<sup>16</sup>

본 연구에서는 필터에 따른 판독능을 실험을 통해 분석해 보고자 하였다. 스텝의 두께 증가에 따른 판독능의 차이가 있는지를 알아보기 위하여 영상의 스텝에서 관찰 가능한 구멍의 수를 비교하였는데 각 스텝에서 보이는 구멍의 수는 스텝의 두께가 증가할수록 감소하는 양상을 보였다. 이는 스텝에 따라 X선 감쇄 정도 및 구멍의 깊이도 다르

고 스텝의 두께가 두꺼울수록 구멍의 상대적인 깊이가 감소하기 때문에 나타나는 결과인 것으로 판단된다.

다음으로 영상처리 여부에 따른 판독능의 차이가 있는지를 알아보기 위하여 선형 필터, 중간값 필터, 적응성 필터를 처리한 영상과 원본 영상을 비교하였는데 각 스텝에서 보이는 구멍의 수는 필터를 사용한 후의 영상이 원본 영상에 비해 적은 것으로 나타났다. 원본 영상에서는 많은 노이즈가 관찰되어 화질이 불량한 것처럼 보이고 본 연구에서 적용한 영상처리를 하는 경우 영상은 깨끗한 것처럼 보이지만 번짐(blurring) 등의 영상의 왜곡에 의하여 원본 영상에 비하여 판독능이 저하되는 것으로 판단되며 이와 유사한 보고가 있었다.<sup>10,17</sup> 따라서 영상처리가 원본 영상의 정보를 손상시키는 흐림 효과에 의하여 관찰 가능한 구멍의 수가 감소하는 것으로 해석할 수 있다.

다음으로 각각의 필터에서 커널 크기에 따른 판독능의 차이를 비교해보았을 때 선형 필터, 중간값 필터의 경우 커널 크기에 따라 측정된 구멍 수에는 차이가 있었던 반면, 적응성 필터의 경우 커널 크기에 따른 차이는 나타나지 않았다. 일반적으로 커널 내에서의 영상처리 결과는 커널 내의 노이즈에 의하여 영향을 받으므로 커널의 크기 변화에 따라 측정된 구멍 수의 차이를 보여야 하는 것으로 예상할 수 있는데 선형 필터, 중간값 필터의 경우 이와 같은 예상과 같은 결과를 보였으나 적응성 필터의 경우 통계적으로 유의하지 않은 결과를 보였다. 이는 적응성 필터의 성능이 우수하여 커널의 크기가 변화하더라도 판독능에 큰 변화를 주지 않는 것으로 판단된다.

각각의 커널의 크기에서 필터 종류에 따른 판독능의 차이를 비교해보았을 때 커널의 크기 5×5, 7×7, 9×9, 11×11의 경우 필터 종류에 따라 측정된 구멍 수에는 차이가 있었던 반면 3×3의 경우 차이가 나타나지 않았다. 일반적으로는 필터 종류에 따라 필터의 구현과 특성이 다르므로 측정된 구멍 수가 달라야 하지만 가장 작은 커널인 3×3을 적용한 경우에는 필터의 종류에 관계없이 판독능이 상대적으로 우수하게 나타났다는 것으로 해석할 수 있다.

실제 디지털 방사선영상 장비 업체에서는 CCD 센서의 노이즈를 제거하기 위하여 영상처리를 시행하고 있으나 장비마다 표준화되어있지 않아 사용하는 필터의 종류가 제각각 다르다.<sup>18,19</sup> 물론 필터와 같은 영상처리뿐만 아니라 픽셀 크로스토크(crosstalk), 양자 노이즈(quantum noise) 등도 영상 질의 저하와 관련이 되므로 장비마다 영상의 질이 다를 수 있다.<sup>20,21</sup> 하지만 본 연구 결과를 고려할 때 필터의 종류와 커널의 크기에 따라서 판독능이 달라지므로 최적의 정보를 얻기 위해 디지털 방사선영상 장비에서 필터의 종류와 커널의 크기는 주의 깊게 다루어져야 하며 표준화되어야 할 필요가 있는 것으로 판단된다. 디지털 방사선영상 장비는 아날로그 신호를 디지털 신호로 전환하는 과정에서 필연적으로 노이즈가 발생하므로 임상에서

사용되는 디지털 영상 장비에서 노이즈를 제거하기 위한 필터의 역할은 판독능 향상에 중요하다고 할 수 있다.

본 연구에서는, 대부분의 디지털 방사선영상 장비가 8비트 영상을 획득하는 것을 고려하여 12비트 원본 영상을 8비트 영상으로 전환하여 평가하였는데 8비트 영상으로 전환하는 과정에서 영상의 많은 정보가 이미 소실되어 본 연구와 같은 결과를 얻었을 것으로 예측된다. 따라서 12비트의 원본 영상을 그대로 적용하는 연구가 앞으로 필요할 것으로 여겨진다. 그리고 영상 변환에 따른 차이를 배제하기 위하여 영상의 윈도우 폭과 레벨을 고정된 상태에서 평가하였는데 디지털 영상의 큰 장점인 영상의 밝기와 대조도를 변화시키는 것을 허용하지 않았던 것이 결과에 영향을 미쳤을 것으로 여겨지므로 후속 연구에서는 관찰자가 밝기와 대조도를 변화시키면서 평가한다면 판독능은 향상될 것이라 예상된다.

구내 디지털 방사선영상 장비 생산 업체에서 CCD 센서의 노이즈 제거 방식을 적용하고 있으나 이에 대한 표준화가 이루어지지 않고 사용하는 필터의 종류도 임의로 사용되고 있는데 본 연구 결과와 같이 필터를 적용하는 방법에 따라 판독능은 달라질 수 있으므로 따라서 디지털 방사선영상에서 최적의 정보를 얻기 위하여 필터의 종류와 커널의 크기 등 영상처리에 관한 표준화가 주의 깊게 고려되어야 한다.

## 참 고 문 헌

1. van der Stelt PF. Filmless imaging: the uses of digital radiography in dental practice. *J Am Dent Assoc* 2005; 136 : 1379-87.
2. Heo MS, Han DH, An BM, Huh KH, Yi WJ, Lee SS, et al. Effect of ambient light and bit depth of digital radiograph on observer performance in determination of endodontic file positioning. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 105 : 239-44.
3. van der Stelt PF. Principles of digital imaging. *Dent Clin North Am* 2000; 44 : 237-48.
4. Okamoto T, Furu S, Ichiji H, Yoshino S, Lu J, Yahagi T. Noise reduction in digital radiography using wavelet packet based on noise characteristics. *J Signal Process* 2004; 8 : 485-94.
5. Jahne B. Digital image processing. 6th ed. Berlin: Springer; 2005. p. 299-330.
6. Myler H, Weeks AR. Pocket handbook of image processing algorithms in C. London: Prentice Hall International; 1993. p. 167-8.
7. Haiter-Neto F, Casanova Ms, Frydenberg M, Wenzel A. Task-specific enhancement filters in storage phosphor images from the Vistascan system for detection of proximal caries lesions of known size. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 107 : 116-21.
8. Koob A, Sanden E, Hassfeld S, Staehle HJ, Eickholz P. Effect of digital filtering on measurements of the depth of approximal caries under different exposure conditions. *Am J Dent* 2004; 17 : 388-93.
9. Tyndall D, Ludlow JB, Platin E, Nair M. A comparison of Kodak Ektaspeed Plus film and the Siemens Sidexis digital imaging system for caries detection using receiver operating characteristics analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998; 85 : 113-8.

10. Analoui M. Radiographic image enhancement. Part I: spatial domain techniques. *Dentomaxillofac Radiol* 2001; 30 : 1-9.
11. Davies ER. On the noise suppression and image enhancement characteristics of the median, truncated median and mode filters. *Pattern Recognit Lett* 1988; 7 : 87-97.
12. Davies ER. Median and mean filters produce similar shifts on curved boundaries. *Electron Lett* 1991; 27 : 826-8.
13. Heo MS, Choi DH, Benavides E, Huh KH, Yi WJ, Lee SS, et al. Effect of bit depth and kVp of digital radiography for detection of subtle differences. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 108 : 278-83.
14. Graf B, Simon U, Eickmeyer F, Fiedler V. 1K versus 2K monitor: a clinical alternative free-response receiver operating characteristic study of observer performance using pulmonary nodules. *AJR Am J Roentgenol* 2000; 174 : 1067-74.
15. van der Stelt PF. Inference systems for automated image analysis. *Dentomaxillofac Radiol* 1992; 21 : 180-3.
16. Farman AG. Fundamentals of image acquisition and processing in the digital era. *Orthod Craniofac Res* 2003; 6 : 17-22.
17. Analoui M. Radiographic digital image enhancement. Part II: transform domain techniques. *Dentomaxillofac Radiol* 2001; 30 : 65-77.
18. Lehmann TM, Troeltsch E, Spitzer K. Image processing and enhancement provided by commercial dental software programs. *Dentomaxillofac Radiol* 2002; 31 : 264-72.
19. Farman AG, Farman TT. A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 99 : 485-9.
20. Kitagawa H, Farman AG. Effect of beam energy and filtration on the signal-to-noise ratio of the Dexis intraoral X-ray detector. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33 : 21-4.
21. Yoshiura K, Stamatakis H, Welander U, McDavid W, Shi X-Q, Ban S, et al. Physical evaluation of a system for direct digital intra-oral radiography based on a charge-coupled device. *Dentomaxillofac Radiol* 1999; 28 : 277-83.