

보간법을 이용한 디지털 방사선영상에서 치아 및 지지구조물의 ROC평가

고 광준, 장기완*

전북대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실, 예방치과학교실* 및 구강생체과학연구소

Evaluation of Teeth and Supporting Structures on Digital Radiograms using Interpolation Methods

Kwang-Joon Koh, Kee-Wan Chang*

Dept. of Oral and Maxillofacial Radiology and Dept. of Preventive and Community Dentistry*,
School of Dentistry, and Institute of Oral Bio Science, Chonbuk National University

Objectives: To determine the effect of interpolation functions when processing the digital periapical images.

Material and Methods: The digital images were obtained by Digora and CDR system on the dry skull and human subject. 3 oral radiologists evaluated the 3 portions of each processed image using 7 interpolation methods, and ROC curves were obtained by trapezoidal methods.

Results: The highest Az value(0.96) was obtained with cubic spline method and the lowest Az value(0.03) was obtained with facet model method in Digora system. The highest Az value(0.79) was obtained with gray segment expansion method and the lowest Az value(0.07) was obtained with facet model method in CDR system. There was significant difference of Az value in original image between Digora and CDR system at $\alpha=0.05$ level. There were significant differences of Az values between Digora and CDR images with cubic spline method, facet model method, linear interpolation method and non-linear interpolation method at $\alpha= 0.1$ level. (*J Korean Oral Maxillofac Radiol 1999;29:65-85*)

Key words : interpolation methods, digital periapical image, ROC analysis

I. 서론

디지털 영상(digital image)은 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환시켜 이를 컴퓨터에 저장하고 영상 처리함으로써 보다 많은 진단 정보를 얻을 수 있다⁴⁾. 즉 영상의 흑화도 및 대조도를 조정할 수 있으며⁵⁾ 영상의 확대, 축소 및 회전이 가능하다⁶⁾. 그러나 현재 상용되고 있는 디지털 영상은 기존의 아날로그방식의 방사선사진상과 비교하여 많은 단점이 있다.

상용되고 있는 디지털 영상 시스템은 Charge-Coupled Device(CCD)센서가 개인용 컴퓨터에 연결되어 있는 RadioVisioGraphy(RVG), Computed Dental Radiography(CDR), Sens-A-Ray, Visualix/VIXA, Flash Dent 등이 있으며, 영상판(image plate)을 이용하는 Digora 등이 있다.

디지털 영상처리(image processing)법 중 보간법(interpolation method)은 원영상을 확대한 영상에서 빈 좌표들이 존재하게 되며 이 빈 좌표

들에 새로운 화소값(pixel value)을 지정해 주는 방법이다⁷⁾. 보간법에는 nearest neighbor법⁸⁾, 선형보간법(linear interpolation method)⁹⁾, 비선형보간법(non-linear interpolation method)^{10,11)}, 면적합모델법(facet model method)¹²⁾, cubic convolution법¹³⁾, cubic spline법¹⁴⁾ 등이 있으며 본 교실에서 고안한 gray segment expansion법⁶⁾ 등이 있다. 보간법을 적용하여 확대한 영상은 관찰자의 판독능을 증가시킬 수 있으며 특히 경계부분의 정보를 증대시킬 수 있다^{7,15,16)}.

치근단방사선 영상은 대체로 균일한 회색수준(gray level)의 치아, 치조골 및 배경으로 이루어져 있어 많은 정보가 저주파영역에 포함되어 있다^{17,18)}. 따라서 치근단방사선 영상에서는 일반적으로 치아와 배경, 치조골과 배경, 치아와 치조골 등의 경계부위들을 강조하여 판독한다.

디지털 영상시스템의 경계강조 기능에는 경계강조 filter와 경계 smoothing filter가 있고 이들을 이용하여 영상의 경계부위를 잘 나타낼 수 있다⁹⁾. Hildebolt²⁰⁾ 등은 경계강조 디지털 치근단방사선 영상에서 치조골부위 골결손을 정량적으로 평가하였으며, Mol과 Stelt²¹⁾는 치근단방사선 사진상에서 경계탐색 기법을 이용하여 병소의 경계를 묘사하는 방법을 제시하였다. Wenzel²²⁾은 저노출된 방사선사진의 디지털 영상에서 경계강조 처리를 시행하여 진단정보의 손실없이 판독이 가능하다고 하였다.

한편 상용되고 있는 디지털 치근단방사선 영상을 확대 관찰할 경우 계단상의 격자효과에 의해 경계부분의 정보가 현저히 손실될 수 있다. 따라서 디지털 영상의 확대 관찰시에는 적절한 보간법을 이용하여 이의 결점을 보완하여야 한다.

Furkart등²³⁾은 인위적으로 형성한 치주병소의 관찰시 디지털 영상의 확대는 판독능을 향상시킨다고 하였다. Svanæs등²⁴⁾은 Digora를 이용한 치아우식증 진단시 확대 영상이 확대하지 않은 영상보다 판독능이 향상된다고 하였다. Møystad등²⁵⁾은 디지털 교익방사선 영상에서 치아우식증 진단시 영상의 확대는 관찰자에게 영향을

미치지만 어느 한도 이상의 확대는 진단의 정확성을 감소시키므로 각 디지털 영상 시스템에 맞는 적절한 확대가 이루어져야 한다고 보고하였다. 한편 Fischer와 Brauer²⁶⁾는 디지털 영상과 판독자의 눈 사이 거리를 변화시켜 영상의 효과적인 확대를 기대할 수 있다고 하였으며, 최와 고²⁷⁾는 디지털 치근단방사선 영상 판독시의 최적거리와 최적각도를 평가한 바 있다.

Welander등²⁸⁾은 Digora 영상을 LSF(Line Spread Function)와 MTF(Modulation Transfer Function)를 이용하여 물리적 평가를 시행하였다.

한편 영상의 질 평가시 이용되는 Receiver Operating Characteristic(ROC) 분석법은 가장 우수한 주관적 평가방법으로서 민감도와 특이도의 평가 뿐 아니라 최대의 영상 정보를 얻을 수 있는 방법이다. Farman²⁹⁾은 RVG 영상을 ROC 평가하였으며, Zweig와 Campbell³⁰⁾은 임상의학에서 ROC 평가의 진단정확도에 대하여 보고한 바 있다. 국내에서는 허와 유³¹⁾, 김과 정³²⁾, 강³³⁾, 오등³⁴⁾이 인위적으로 형성한 치아우식증의 디지털 영상을 ROC 평가하였다.

디지털 영상의 보간법 적용에 대한 연구로서 Robertson등³⁵⁾은 인공 고관절 부위의 전산화단층사진에 나타난 상의 흐려짐을 선형보간법과 백-프로젝션 여과(back projection filtering)등을 이용하여 금속성 잡음을 개선하였다. Berkhoff 등³⁶⁾은 B-모드의 초음파점사시 검사영역에서 부채꼴 모양으로 나타난 영상을 일반 모니터로 관찰하려면 사각형 형태로 규격화할 필요가 있다고 하였으며 이때 보간법을 적용함으로써 실시간(real time)내에 영상을 보여줄 수 있다고 하였다. Rieder와 Kruger³⁷⁾는 디지털 혈관조영술시 영상의 결손을 보완하기 위해 보간법을 이용하였으며, Eddy등³⁸⁾은 자기공명영상에서 상의 흐려짐을 개선하기 위해 보간법을 이용하였다.

치의학영역에서 Dastane등³⁹⁾은 보간법을 적용하여 영상의 뒤틀림을 현저히 감소시키고 표면 재구성을 할 수 있으며 이를 시각화시킬 수 있다

고 하였다. 또한 송과 고⁰는 보간법을 적용한 디지털 치근단방사선 영상을 물리적으로 비교평가한 바 있다.

본 연구는 디지털 치근단방사선 영상에 7가지 보간법을 적용시켜 처리된 영상을 ROC 분석 방법으로 평가하였으며 본 연구의 결과를 향후 디지털 치근단방사선 영상의 판독시 응용하고자 하는데 그 목적이 있다.

II. 연구재료 및 연구방법

1. 디지털 영상

1.1 연구재료

치아우식증이나 악골내 병소가 없고 백악법량경계부에서 1.5mm 이내의 정상치조골을 나타내는 성인의 하악 제 1대구치부 및 사람 건조하악골 제 1대구치부를 대상으로 하였다.

1.2 디지털 방사선영상의 획득 및 영상처리

디지털 방사선 촬영은 관전압 60kVp, 70kVp, 관전류 7mA, 총여과 1.5mmAl인 Heliodent MD 방사선발생장치(Siemens, Germany)를 사용하였다. 노출시간은 Digora 시스템(Soredex Orion Co. Finland)⁴⁰⁾에서는 성인에서 0.04, 0.05, 0.06, 0.08 sec, 건조하악골에서 0.04, 0.05, 0.06, 0.08 sec, CDR 시스템(Schick Technology Inc, NY, USA)²⁹⁾에서는 성

인에서 0.05, 0.06, 0.08, 0.10, 0.12 sec, 건조하악골에서 0.04, 0.05, 0.06, 0.08 sec로 촬영한 후 촬영된 영상을 원영상으로 선택하였다. Digora 시스템에서는 3×4 Cm의 영상판을 사용하여 촬영하고 전용 scanner를 이용하여 디지털 영상으로 저장하였다. CDR 시스템의 CCD센서는 346×192mm의 감지영역과 720×400의 화소배열과 48×48mm의 화소크기를 가지고 있으며, 컴퓨터내 정보처리는 12bit로 시행되나 모니터상에는 8bit로 나타난다. CDR 시스템에서 얻은 디지털 영상은 288,000byte 크기의 영상 file로 저장하였고 내장된 영상처리 프로그램으로 아무런 영상처리없이 저장하였다. 모든 영상 파일은 BMP 파일로 규격화하였으며 영상을 보간법을 이용하여 영상처리하였다.

2. 보간법(Interpolation Methods)

본 연구에서는 기존에 제안된 6가지 보간법과 본 교실에서 고안한 gray segment expansion법을 이용하여 획득된 디지털 치근단방사선 영상을 평가하였다. 각각의 보간법은 다음과 같다.

2.1 Nearest Neighbor Method

1차원 보간 알고리즘은 그림 2.1(a)의 화소의 밝기를 이용하여 그림 2.1(b)의 P'_0, P'_1, \dots, P'_n 픽셀의 밝기를 결정하는 방법이다. 알고리즘은 수식 (1)에 의거하여 인접 픽셀을 그대로 복사하여 이용한다. 여기에서 N은 확대배율을 나타내고 g_p 는 픽셀 p의 밝기를 나타낸다.

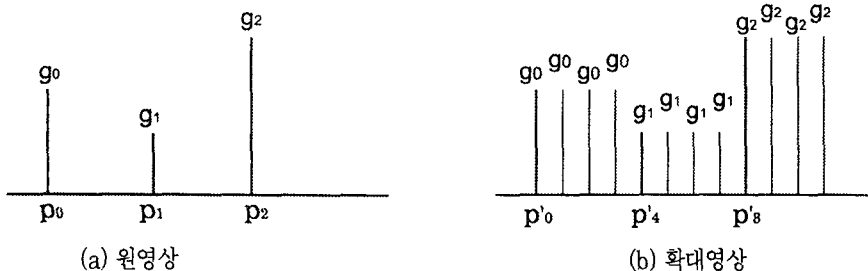


그림 2.1 Nearest Neighbor Method

$$g_{P'_{N \times i}} = g_{P'_{N \times i + 1}} = g_{P'_{N \times i + 2}} = \dots = g_{P'_{N \times i + N}} = g_{P_i} \quad \text{수식(1)}$$

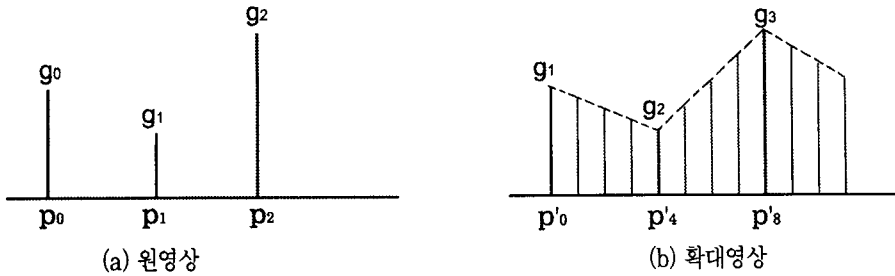


그림 2.2 선형보간법

$$p'_{N \times i+k} = p_i + \frac{P_{i+1} - P_i}{N} \times k, \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad \text{수식(2)}$$

2.2 선형보간법(Linear Interpolation Method)

그림 2.2(a)와 2.2(b)는 1차원 선형보간법을 나타내고 있다. P'_0, P'_1, P'_2, P'_3 픽셀의 밝기는 픽셀 P_0, P_1 밝기의 선형변환값을 이용하여 추정한다. 수식 (2)는 선형변환식을 나타낸다.

2.3 비선형보간법 (Non-linear Interpolation Method)

그림 2.3(a)와 2.3(b)는 1차원 비선형보간법을 이용하여 2배 확대한 영상이다. 그림 2.3(b)의 P'_0, P'_2, P'_4, P'_6 픽셀의 밝기는 그림 2.3(a)의 a,b,c,d를 그대로 이용한다. 그리고, 보간되어야 할 P'_3 픽셀의 밝기는 2개씩 양쪽의 P'_0, P'_2, P'_4, P'_6 픽셀의 밝기를 이용하여 구한다. 선형보간법에서는 P'_3 픽셀의 밝기를 결정할때 P'_2, P'_4 를 이용하여 보간하는데, 비선형보간법에서는 4

개의 픽셀밝기를 이용하므로 더 자세한 보간이 가능하다. 특히, 경계영역에서 선형보간법에 비해 경계가 평활화되지 않는다. 수식(3)은 P'_0, P'_2, P'_4, P'_6 픽셀의 밝기 (a,b,c,d)를 이용하여 P'_3 픽셀의 밝기 x 를 결정하는 수식이다.

여기에서 k 값은 양의 정수로서 보간법의 비선형정도를 나타낸다. 예로 $k=0$ 인 경우는 선형보간법과 일치한다.

2.4 면적합모델법(Facet Model Method)

그림 2.4(a)와 2.4(b)는 면적합모델법을 이용한 2차원 보간법을 나타낸다. 먼저 그림 2.4(a)에서 $p_{0,0}$ 를 기준으로 상하좌우 25개의 픽셀의 밝기($p_{-2,-2} \sim p_{2,2}$)를 이용하여 $p_{0,0}$ 을 중심으로 하는 밝기 평면의 방정식을 구한다. 그리고 구한 평면의 방정식을 공간적으로 N 배 확대한다.

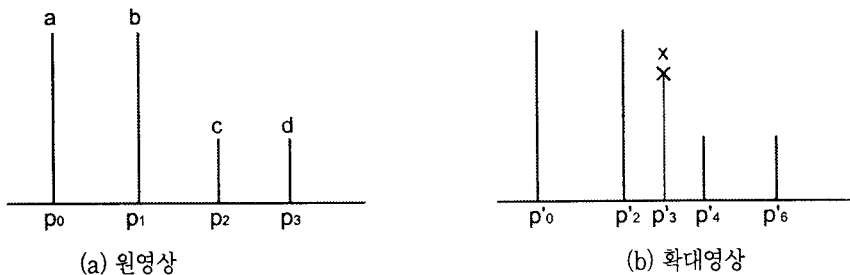


그림 2.3 비선형보간법

$$x = \mu b + (1 - \mu)c, \quad \mu = \frac{k(c-d)^2 + 1}{k[(a-b)^2 + (c-d)^2] + 2} \quad \text{수식(3)}$$

p _{-2,-2}	p _{-2,-1}	p _{-2,0}	p _{-2,1}	p _{-2,2}
p _{-1,-2}	p _{-1,-1}	p _{-1,0}	p _{-1,1}	p _{-1,2}
p _{0,-2}	p _{0,-1}	p _{0,0}	p _{0,1}	p _{0,2}
p _{1,-2}	p _{1,-1}	p _{1,0}	p _{1,1}	p _{1,2}
p _{2,-2}	p _{2,-1}	p _{2,0}	p _{2,1}	p _{2,2}

(a) 원영상

p _{-1,-1}	X	X	X	p _{-1,1}
X	X	X	X	X
X	X	p _{0,0}	X	X
X	X	X	X	X
p _{1,-1}	X	X	X	p _{1,1}

(b) 확대영상

그림 2.4 면적합모델법

$$k_1 + k_2 r + k_3 c + k_4 (r^2 - 2) + k_5 r c + k_6 (c^2 - 2) + k_7 (r^3 - 3.4r) + k_8 (r^2 - 2)c + k_9 r (c^2 - 2) + k_{10} (c^3 - 3.4c) = p_{rc} \quad \text{수식(4-1)}$$

$$k_1 + k_2 \frac{r}{N} + k_3 \frac{c}{N} + k_4 \left(\frac{r^2}{N} - 2 \right) + k_5 \frac{r}{N} \frac{c}{N} + k_6 \left(\frac{c^2}{N} - 2 \right) + \quad \text{수식(4-2)}$$

$$k_7 \left(\frac{r^3}{N} - 3.4 \frac{r}{N} \right) + k_8 \left(\frac{r^2}{N} - 2 \right) c + k_9 \frac{r}{N} \left(\frac{c^2}{N} - 2 \right) + k_{10} \left(\frac{c^3}{N} - 3.4 \frac{c}{N} \right) = p_{rc}$$

확대한 평면의 방정식을 이용하여 그림 2.4(b) X 점의 밝기를 추정한다. 그림 2.4(a)에서 평면의 방정식은 수식 (4-1)이다. 그리고 확대한 평면의 방정식은 수식(4-2)이다.

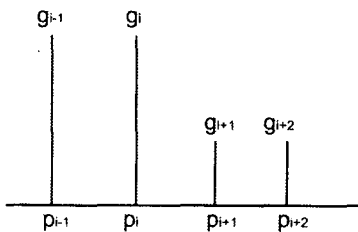
여기에서 $k_1, k_2, \dots, k_9, k_{10}$ 은 그림 2.4(a)영상에 정의된 mask를 convolution하여 구할 수 있으며 r, c 는 각 픽셀로부터 $p_{0,0}$ 픽셀까지의 공간적인 거리를 나타낸다.

2.5 Cubic Convolution Method

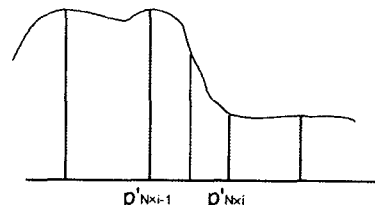
그림 2.5(a)와 2.5(b)는 cubic convolution

을 이용한 1차원 보간을 나타낸다. 먼저 그림 2.5(a)의 픽셀의 밝기 $g_{-1}, g_0, g_{+1}, g_{+2}$ 값을 이용하여 네점을 지나는 곡선을 만든다. 이때 구하는 방법은 convolution법을 이용한다. 그림 2.5(b)는 구해진 곡선을 나타낸다. 그 후 p'_{Nxi} ($x \in P'_{Nxi+N}$ 의 픽셀의 밝기는 이 곡선의 방정식을 이용하여 대응점을 찾는다. 수식(5)는 네점의 밝기 $g_{-1}, g_0, g_{+1}, g_{+2}$ 와 convolution법을 이용하여 구한 곡선의 방정식을 나타낸다.

여기에서 s 는 0과 1사이의 실수값이다. 즉, $N=4$ 일경우 s 는 $0/4, 1/4, 2/4, 3/4$ 이다.



(a) 원영상



(b) 확대영상

그림 2.5 Cubic Convolution Method

$$g(x) = g_{i-1}(-s^3 + 2s^2 - s)/2 + g_i(3s^3 - 5s^2 + 2)/2 + g_{i+1}(-3s^3 + 4s^2 + s)/2 + g_{i+2}(s^3 - s^2)/2 \quad \text{수식(5)}$$

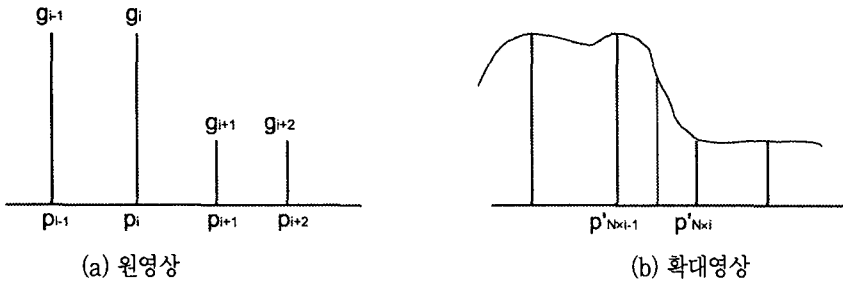


그림 2.6 Cubic Spline Method

$$y = Ag_i + Bg_{i+1} + Cg_i'' + Dg_{i+1}'' \quad \text{수식(6-1)}$$

$$A = \frac{p_{i+1} - p}{p_{i+1} - p_i}, \quad B = \frac{p - p_i}{p_{i+1} - p_i} \quad \text{수식(6-2)}$$

$$C = \frac{1}{6}(A^3 - A)(p_{i+1} - p_i)^2, \quad D = \frac{1}{6}(B^3 - B)(p_{i+1} - p_i)^2 \quad \text{수식(6-3)}$$

2.6 Cubic Spline Method

그림 2.6(a)와 2.6(b)는 cubic spline을 이용한 1차원 보간을 나타낸다. Cubic convolution법과 유사하지만, 이 방법에서는 수식 (6-1)과 같이 spline법을 이용하여 네점을 지나는 곡선의 방정식을 구한다.

여기서 p 는 p_i 보다 크고 p_{i+1} 보다 작은 실수값

이며, g_i'' 는 g 의 이차 미분값이다.

2.7 Gray Segment Expansion Method

그림 2.7은 본 교실에서 제안한 gray segment expansion method를 이용한 보간법의 모식도이다. 원영상(작은영상)으로부터 치근단 영상의 회색 수준 segment법을 이용하여 영상의

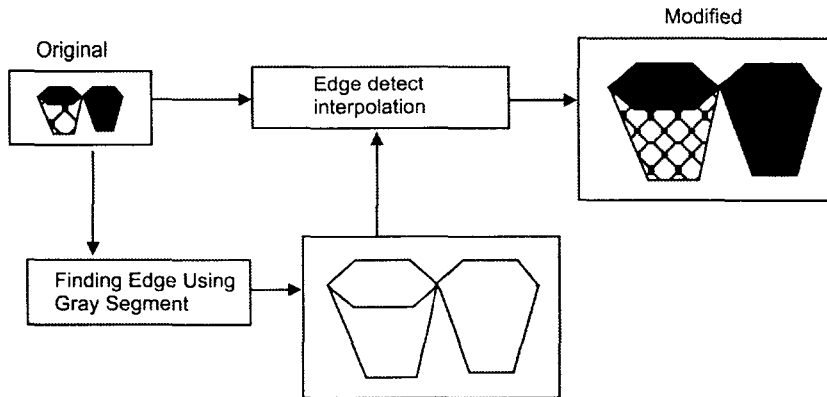


그림 2.7 Gray Segment Expansion Method

경계부분을 찾아낸다. 그리고 찾아낸 경계정보와 영상의 밝기정보를 이용하여 확대영상의 경계정보를 얻을 수 있다. 그 후, 원영상과 구한 확대영상의 경계정보를 이용하여 보간을 행한다. 경계가 아닌 영역에서는 성능이 우수한 cubic spline 법을 이용하고, 경계 부분에서는 경계강조를 위한 여과기법을 이용한다. 치근단영상의 중요한 진단정보는 치아의 경계부분에 집중되어 있으므로 추출된 경계가 중요한 역할을 한다.

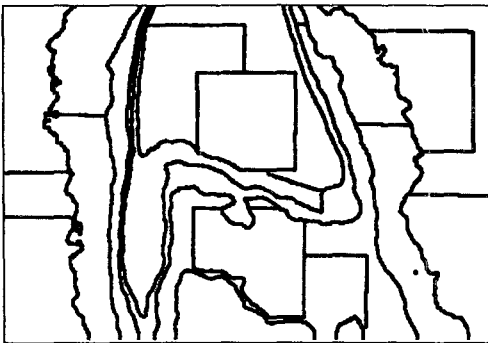
다음은 원영상으로부터 확대한 확대영상에서의 경계정보를 찾아내는 방법과, 구한 경계정보와 원영상의 픽셀밝기를 이용한 보간법을 나타내고 있다.

1) Gray segment를 이용한 경계 추출 방법

회색 수준의 분포가 비슷한 영역을 하나의 블록으로 묶고 이 영역의 외곽선을 경계정보로 한다. 그리고 경계의 확대는 경계 평활화를 이용한다.

2) 경계정보를 이용한 보간

1)의 과정에서 확대영상의 경계 부분에서는 공간 고주파 증폭 효과를 나타내는 필터를 이용하여 경계부분을 강조한다.



경계 확대영상

그림 2.8 Gray Segment Expansion Method

그림 2.8은 추출한 확대영상의 경계를 보여주고 있다.

3. 영상처리 후 영상의 평가

보간법을 시행한 영상을 대상으로 3명의 구강악안면방사선학 전공의가 영상을 평가하였다. Digora 시스템과 CDR 시스템으로 얻은 영상에 대하여 7가지 보간법을 적용한 후 영상을 평가하였다. 영상은 17인치 천연색 모니터 상에서 대조도나 휘도의 조절없이 관찰하였으며 치근단방사선 영상은 다음과 같은 3부위를 관찰하였다.

1. 치관부(coronal region)
2. 치근부(periapical region)
3. 치조골부(alveolar region)

또한 영상의 평가는 다음과 같이 5단계로 이루어졌다.

1. 뚜렷이 관찰된다
2. 비교적 잘 관찰된다
3. 관찰된다
4. 관찰이 어렵다
5. 관찰되지 않는다

4. 자료처리

수집된 자료는 SPSS/PC(V. 5.0)에 입력하여 통계분석을 실시하였다. 각각의 보간법을 적용한 영상을 평가하여 trapezoidal method로 ROC분석을 시행하였다. 각 보간법에서 Digora와 CDR영상의 판독능의 차이를 평가하기 위하여 3인의 구강악안면방사선학 전공의로부터 획득한 자료를 paired t-test로 분석하였으며 관찰자간의 차이를 평가하기 위하여 ANOVA분석과 Schéffe test를 실시하였다.

Ⅲ. 연구 성적

1. Digora와 CDR영상에서의 판독능 평가

Digora와 CDR 시스템에서 얻은 디지털 영상에 대하여 7가지 보간법을 적용시키고 3명의 구강악안면방사선학 전공의가 처리 영상을 관찰한 후 민감도와 특이도의 평균값을 이용하여 trapezoidal방법에 따라 ROC곡선을 얻었다. ROC곡선 하방부의 면적(Az값)을 구하여 판독

능을 비교 평가한 결과는 다음과 같다.

Digora영상에서는 cubic spline법을 적용한 영상의 평균Az값(0.96)이 가장 컸으며, 면적합 모델법을 적용한 영상의 평균Az값(0.03)이 가장 작았다. 한편 CDR영상에서는 gray segment expansion법을 적용한 평균Az값(0.79)이 가장 컸고, 면적합모델법을 적용한 평균Az값(0.07)이 가장 작았다(Table 1, 2, 3, 4, Fig. 1, 2). Digora와 CDR의 원영상은 $\alpha=0.05$ 수준에서 Az값의 차이가 있었다. 또한 cubic spline법, 면적합모델법, 선형보간법, 비선형보간법을 적용한 Digora

와 CDR영상은 $\alpha=0.1$ 수준에서 Az값의 차이가 있었다(Table 4).

2. 관찰자간의 판독능 평가

Digora영상과 CDR영상에 대한 관찰자간의 판독능의 차이는 없었다($P > 0.05$).

Table 1. Evaluation of Seven Interpolation Methods by ROC analysis (Radiologist 1)

Interpolation Method	Digora(N=128)	CDR(N=96)
	Az value	Az value
original image	0.99	0.90
cubic convolution	0.96	0.67
cubic spline	0.97	0.68
facet model	0.01	0.06
linear	0.90	0.53
nearest neighbor	0.54	0.50
non-linear	0.89	0.52
gray segment expansion	0.82	0.62

Table 2. Evaluation of Seven Interpolation Methods by ROC analysis (Radiologist 2)

Interpolation Method	Digora(N=128)	CDR(N=96)
	Az value	Az value
original image	0.98	0.93
cubic convolution	0.94	0.89
cubic spline	0.95	0.85
facet model	0.01	0.03
linear	0.88	0.76
nearest neighbor	0.54	0.69
non-linear	0.89	0.73
gray segment expansion	0.82	0.86

Table 3. Evaluation of Seven Interpolation Methods by ROC analysis (Radiologist 3)

Interpolation Method	Digora(N=128)	CDR(N=96)
	Az value	Az value
original image	0.99	0.88
cubic convolution	0.91	0.74
cubic spline	0.95	0.69
facet model	0.07	0.12
linear	0.86	0.64
nearest neighbor	0.76	0.55
non-linear	0.89	0.70
gray segment expansion	0.98	0.88

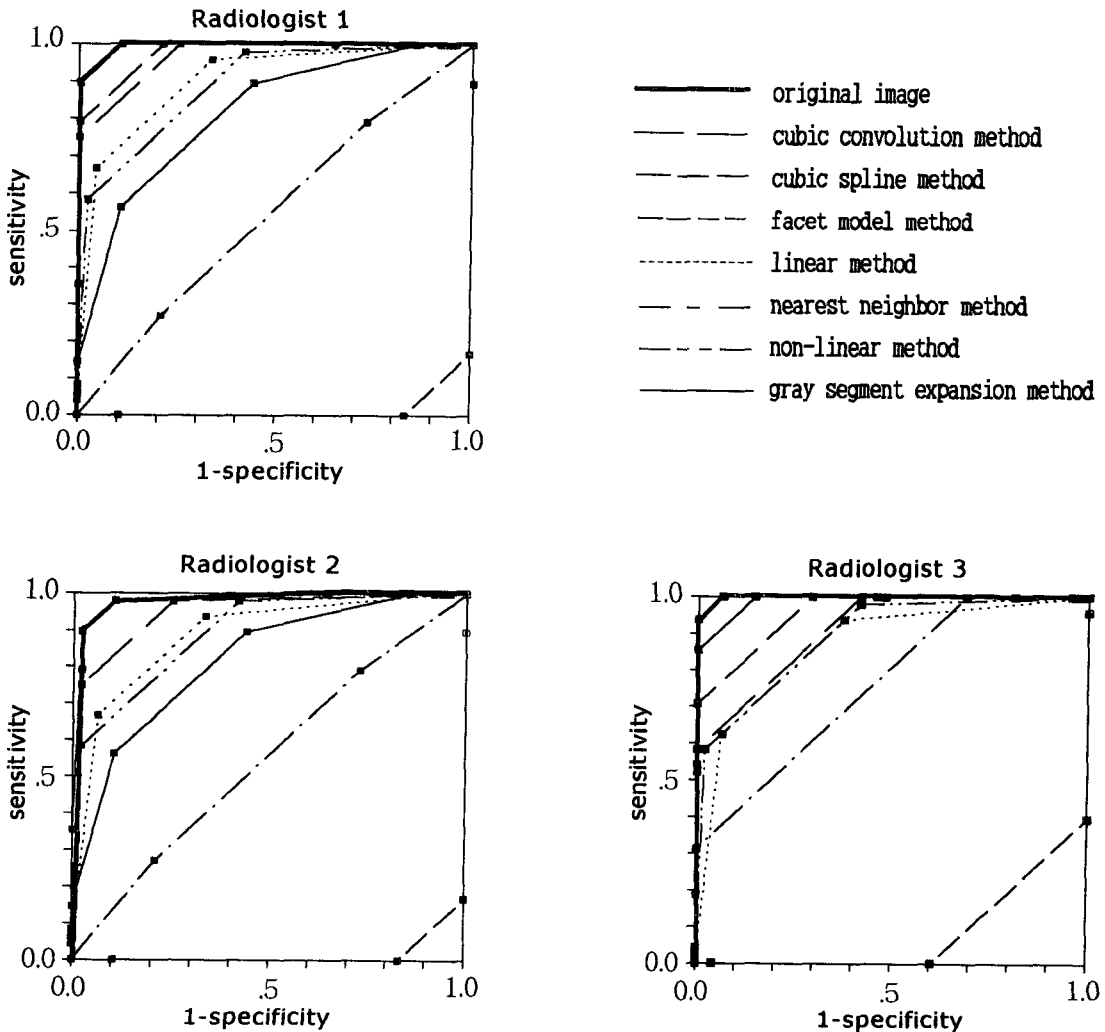


Fig. 1. ROC curves for Digora images using seven interpolation methods by 3 radiologists

Table 4. Evaluation of Seven Interpolation Methods for Digora and CDR images

Interpolation Method	(Difference)	S.D.	S.E.	t-value	p-value
	Mean				
original image	0.08	0.03	0.01	4.72	0.04**
cubic convolution	0.17	0.12	0.06	2.45	0.13
cubic spline	0.21	0.10	0.59	3.67	0.06*
facet model	-0.04	0.01	0.01	-4.00	0.06*
linear method	0.23	0.12	0.07	3.26	0.08*
nearest neighbor	0.03	0.18	0.10	0.32	0.77
non-linear	0.24	0.11	0.06	3.66	0.06*
gray segment expansion	0.08	0.12	0.07	1.25	0.33

** P < 0.05, * P < 0.1

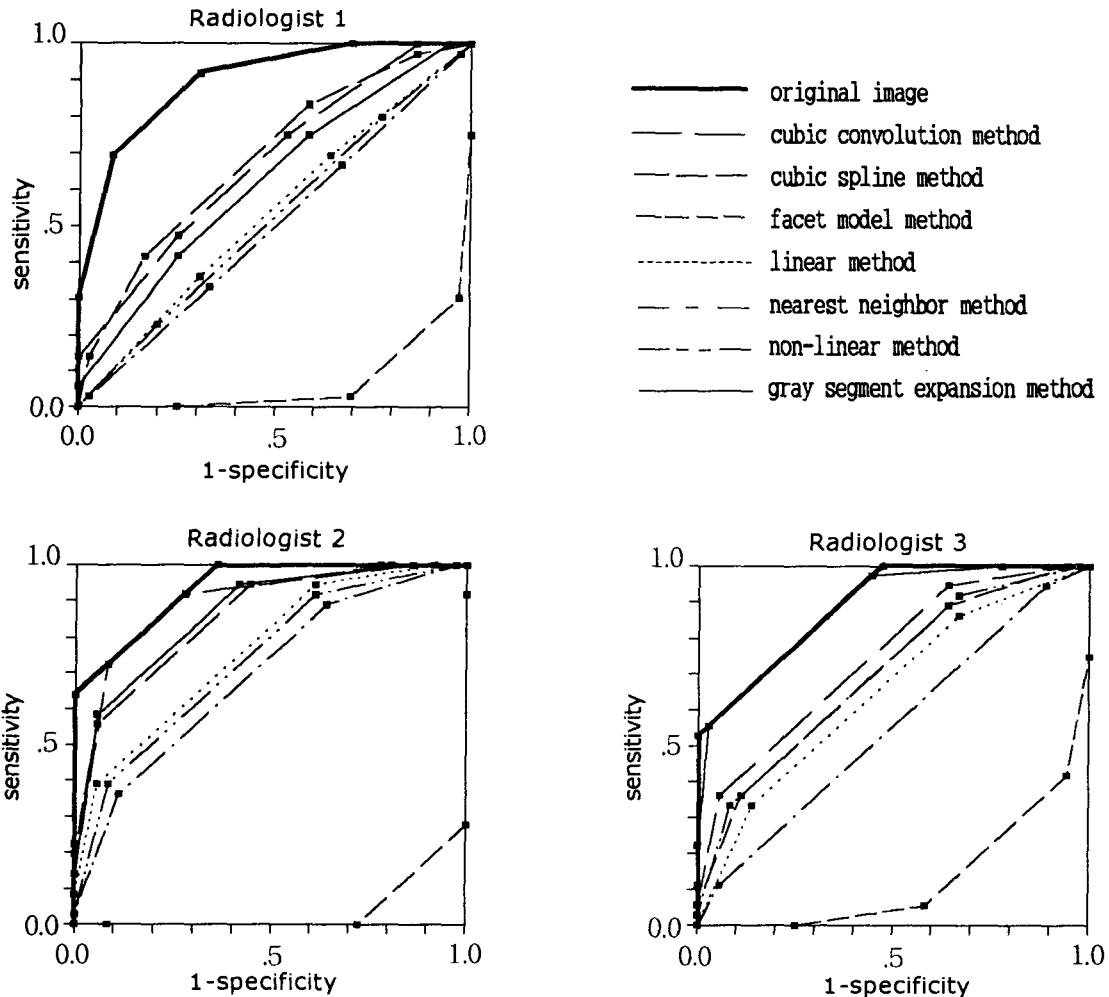


Fig. 2. ROC curves for CDR images using seven interpolation methods by 3 radiologists

IV. 총괄 및 고안

보간법은 확대영상에서 영상정보를 증대시키기 위한 영상처리법이다. Mol과 Stelt²¹⁾는 경계강조(edge enhancement)법의 이용은 경계를 추출하는 과정에서 영상의 잡음이 감소되어 병소 부위를 쉽게 관찰할수 있다고 하였다. Jackson 등⁴¹⁾은 두부규격방사선사진상을 디지털 영상으로 입력하고 영상처리한 후의 판독능이 현저히 증가되었고 계측점 선정이 용이하였다고 보고하였다.

본 연구에서는 디지털 치근단방사선 영상에 nearest neighbor법⁶⁾, 선형보간법⁹⁾, 비선형보간법^{10,11)}, 면적합모델법¹²⁾, cubic convolution법¹³⁾, cubic spline법¹⁴⁾ 및 gray segment expansion법⁶⁾의 7가지 보간법을 적용하여 영상처리를 시행하였으며 치관부, 치근부, 치조골부를 중심으로 영상을 관찰하였다. 본 연구결과 nearest neighbor법은 확대영상의 경계부위에서 격자상의 노이즈를 나타내어 부자연스러운 영상을 나타내었다. 그러나 이 보간법은 영상처리 과정이 간단하기 때문에 영상처리 소프트웨어에서 일반적으로 이용되고 있는 방법이다⁶⁾. 선형보간법은 경계부분과 전체영상이 평활화되었다. 또한 면적합모델법은 주위 25개 화소값에 대한 방정식을 구하여 확대된 영상에 화소값을 새로 지정해주는 방법으로서 선형보간법에서보다 영상이 더욱 평활화되었다. 이 보간법은 격자상은 없었지만 치조골과 치아의 경계부분이 불명료했으며 영상이 전반적으로 흐릿하여 7가지 보간법과 비교시 Az 값이 현저히 낮았다. 따라서 디지털 영상의 보간법으로서 면적합모델법은 적용할 수 없을 것으로 사료된다. 비선형보간법은 주위 4개의 화소값을 기준으로 강조해야 할 부분이 가중되어 보간되는 방법으로서 선형보간법보다는 평활화효과가 감소되었지만 치근단방사선 영상에서 치아와 치아가 아닌 부분의 경계부위에서 왜곡현상이 나타났다. Cubic convolution법은 주위 4개의 화소값을 이용하여 곡선을 만든 후 이 곡선에 대한 방정식

을 만들고 새로 지정해야 될 화소값은 이 곡선의 방정식을 이용하여 구해진다. 본 연구결과 선형보간법에서보다 영상이 전반적으로 선명하였으며 경계부분에서의 평활화효과는 감소되었다. Cubic spline법은 변화되는 화소값을 연결한 곡선의 함수를 구한 후 구해진 함수를 이용하여 연속된 값을 보간하는 방법이다. 본 연구결과 선형보간법에서보다 영상이 전반적으로 선명하였으며 경계부분에서의 평활화효과는 감소되었다. 또한 관찰자 모두에서 cubic convolution법과 영상의 차이를 구분할 수는 없었다.

방사선 영상에서 인접구조물들의 밀도차이에 의한 경계는 진단에 매우 중요한 인자 중 하나이다. 이러한 경계부위를 강조하면서 정수배 확대할 영상의 보간법으로 본 교실에서는 gray segment expansion법을 제안하였다. 이 보간법은 화소값의 분포가 비슷한 영역을 하나의 격자상으로 묶고 이 격자상의 변연을 경계정보로 하는 방법이다. 본 연구에서는 원영상을 1/2로 축소 후 이 영상에서 원영상의 경계를 LOG(Laplacian of Gaussian)여과⁴²⁻⁴⁴⁾를 이용하여 처리하였다. LOG여과는 중간여과의 한종류로써 경계부위를 2차미분한 값으로 나타내어 영상의 경계만을 실선으로 묘사하여 영상분할(image segmentation)하였다. 다른 공간여과법으로써 경사연산자(gradient operator)는 규칙적인 영상에서 이용하기 적당하다. 또한 주파수여과는 영상을 주파수형식으로 변환시키고 다시 영상으로 변환시키는 과정에서 시간소모가 많아 본 연구에서는 제외하였다. 본 연구에서 얻어진 경계부위는 평활화하여 부드럽게 하였으며 경계부위는 cubic spline법을 이용하였다.

송과 고⁶⁾는 Digora 시스템을 이용한 치근단방사선 영상에서 면적합모델법과 선형보간법, 비선형보간법, cubic convolution법, cubic spline법, gray segment expansion법간에는 Signal to Noise Ratio(SNR)값의 차이가 있었으나 nearest neighbor법과는 SNR값의 차이가 없었다고 하였으며 CDR영상에서는 7가지 보간법간

의 SNR값의 차이가 없다고 보고하였다. 또한 CDR 시스템에서 얻은 영상 중 0.06초나 0.40초 등 적정노출시간보다 낮거나 높은 노출시간에 의해 얻어진 영상의 화소값은 전체 화소값의 배열에서 한쪽으로 편중되었지만 7가지 보간법간의 차이는 없다고 하였다. 한편 Hayakawa등⁴⁵⁾은 CDR 시스템의 경우 과노출된 영상은 대등화 효과(equalization effect)를 적용시킬 수 없다고 하였으며 저노출영상에서는 SNR값의 소실없이 화소값을 적정화시킬 수 있다고 하였다. 본 연구에서는 CDR 시스템의 경우 0.04초 이하 또는 0.14초 이상의 노출시간은 제외하였으며 7가지 보간법을 ROC분석법으로 주관적으로 평가한 결과 cubic convolution법과 cubic spline법에서 높은 Az값을 보였고 면적합모델법에서는 영상이 현저히 왜곡되어 가장 낮은 Az값을 보였다. 한편 cubic spline법, 면적합모델법, 선형보간법, 비선형보간법을 적용한 Digora와 CDR영상의 Az값의 차이는 $\alpha=0.1$ 수준에서 통계학적 유의성이 있었다. 본 연구에서는 관찰자의 수가 3명으로 관찰자의 수가 적은 것으로 생각되며 향후 관찰자의 수를 증가시켜 평가하는 연구가 이루어져야 할 것으로 사료된다.

디지털 영상은 시각적으로 보여지기 이전에는 이차원 배열의 데이터로서 존재하기 때문에 데이터로 존재하는 과정에서 영상의 노이즈를 제거하고 구조물의 경계를 강조할 수 있다. 따라서 대조도를 증가시켜 관찰자의 판독능을 향상시킬 수 있다. Ishida등⁵⁾은 일반방사선사진상의 아날로그-디지털 변환시 발생하는 정보의 손실은 적은 양이며 디지털 영상은 대조도와 휘도 및 화소값을 임의로 조절할 수 있어 일반방사선사진상에서 판독하지 못한 미세한 병변도 관찰할 수 있다고 하였다.

본 연구에서 영상의 관찰은 보간법을 시행한 후 17인치 모니터로 관찰하였다. 모니터의 상태는 관찰자에 의해 최적화하였으며 각 영상별로는 조절하지 않았다. 모니터상의 영상은 수치화되어 있는 영상정보가 디지털-아날로그 변환후 모니

터상에 나타난다. Mϕystad등²⁵⁾은 치근단방사선 영상과 교합방사선 영상을 대상으로 모니터 크기에 의한 판독능을 평가한 결과 임상경험이 많은 관찰자군에서는 크기가 작은 모니터를 이용한 경우 판독능이 높았다고 하였으나 모니터의 크기 증가와 판독능 감소와의 차이는 통계학적 유의성이 없다고 하였다. 이들은 경험이 많은 군에서 작은 모니터를 이용한 관찰은 작은 크기의 필름의 판독경험이 많기 때문이라고 하였으며 모니터의 크기가 커지는 것은 영상을 확대하는 효과와 유사하다고 하였다. 또한 Digora 원영상과 CCD 디지털 원영상의 판독능은 유사하다고 하였다. Godfredsen등은 치아우식증 진단시 Digora, RVG, Sens-A-Ray, Visualix 영상간에는 판독능의 차이가 없다고 하였다. Furkart등²⁹⁾은 인위적으로 형성한 병소의 필름영상과 직접 디지털 방사선 영상의 판독능에 대하여 디지털 영상을 확대함으로써 판독능이 향상되지만 이들 사이의 차이는 없다고 하였다.

본 연구 결과 정상 치아 및 지지구조물의 평가시 Digora와 CDR의 원영상에 대한 판독능은 Digora의 원영상에 대한 판독능이 더 높았다.

일반적으로 방사선학 분야에서 권고되는 모니터의 제원은 1k×1k이상의 화소배열과 필름 크기와 유사한 모니터 크기, 모니터 자체의 대조도, 휘도의 조절이 가능하며 모니터의 깜박임이 최소인 상태에서 최대의 판독능을 보인다⁶⁾. 본 연구에서는 대상으로 한 영상의 크기보다는 큰 모니터로 관찰하였다. 관찰자들은 구강악안면방사선학 전공의들로서 이들의 주관적 인식 능력은 작은 크기의 치근단 방사선사진상에서 익숙해져 있어 17인치 크기의 모니터에 나타난 영상은 확대된 효과를 보일 것으로 생각된다.

디지털 영상처리 후 평가방법에는 Noise Equivalent Quanta(NEQ), SNR, Line Spread Function(LSF), Modulation Transfer Function(MTF)⁶⁾ 등을 이용한 물리적 측정방법과 ROC분석법²⁹⁻³⁴⁾, Fuzzy측도론⁴⁶⁾등의 주관적 평가방법이 있다.

V. 결론

ROC분석법은 시각적, 지각적 평가방법 중 가장 우수한 평가방법이며 민감도, 특이도를 평가할 수 있을 뿐 아니라 영상 정보량을 최대로 얻을 수 있는 방법이다. 이 방법은 신호 검출이론에 기초하여 동일한 관찰자에 의해 동일한 관찰조건으로 일정한 평가기준을 정하거나 복수의 관찰자에게 시행하여 데이터의 평균을 취하여 해석한다. ROC곡선은 ROC평면의 좌측 상단에 위치할수록 판독능이 높은 것으로 평가하며 ROC곡선 하방의 면적(Az값)은 1에 근접할수록 판독능이 높은 것으로 평가한다³⁰. 그러나 이 분석법은 영상의 공간주파수 성분이 저주파인 부분만을 취급하고 있고 물리적 평가방법과 반드시 일치하지는 않는 단점이 있다.

송과 고⁶⁾는 보간법을 이용한 치근단방사선 영상을 MTF로 평가한 결과 선형보간법에서 얻은 MTF계수값과 nearest neighbor법, 비선형보간법, 면적합모델법, cubic convolution법, cubic spline법 및 gray segment expansion법에서 얻은 MTF계수값은 차이가 있다고 보고하였다.

본 연구결과 보간법을 이용한 치근단방사선 영상의 ROC평가에서 면적합모델법이 가장 낮은 Az값을 보였으며, cubic convolution법, cubic spline법 및 gray segment expansion법을 이용한 영상의 Az값이 커 송과 고의 물리적 평가결과와 유사하나 본 연구에서는 면적합모델법의 Az값이 현저히 낮게 평가되었다. 향후 디지털 치근단방사선 영상의 보간법은 cubic convolution법, cubic spline법 및 gray segment expansion법을 적용하는 것이 보다 많은 진단정보를 얻을 수 있을 것으로 생각된다. 그러나 gray segment expansion법은 알고리즘 수행시간이 길기 때문에 이를 단축시킬 수 있는 방법이 개발되어야 할 것으로 사료되며 향후 물리적 평가방법과 주관적 평가방법에 대한 연구가 더욱 이루어져야 할 것으로 생각된다.

Digora와 CDR 시스템으로부터 얻은 디지털 치근단방사선 영상에 cubic convolution법, cubic spline법, 면적합모델법, 선형보간법, 비선형보간법, nearest neighbor법, gray segment expansion법의 7가지 보간법을 적용하여 영상처리하고 3명의 구강악안면방사선학 전공의가 각각의 처리영상에서 치관부, 치근부, 치조골부의 3부위를 5단계로 관찰한 후 ROC평가를 시행하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Digora영상에서는 cubic spline법을 적용한 영상의 Az값(0.96)이 가장 컸으며, 면적합모델법을 적용한 영상의 Az값(0.03)이 가장 작았다.
2. CDR영상에서는 gray segment expansion법을 적용한 Az값(0.79)이 가장 컸으며, 면적합모델법을 적용한 Az값(0.07)이 가장 작았다.
3. Digora와 CDR 시스템에서의 원영상은 $\alpha = 0.05$ 수준에서 Az값의 차이가 있었다.
4. Cubic spline법, 면적합모델법, 선형보간법, 비선형보간법을 적용한 Digora와 CDR영상은 $\alpha = 0.1$ 수준에서 Az값의 차이가 있었다.

참 고 문 헌

1. Khademi JA. Digital images and sound. *J Dental evaluation* 1996;60(1):41-46
2. Shrout MK, Russell CM, Potter BJ, Powell BJ, Hildebolt CF. Digital enhancement of radiographs. Can it improve caries diagnosis? *JADA* 1996; 127(4):469-473
3. Kullendorff B, Nilsson M, Rohlin M. Diagnostic accuracy of direct digital dental radiography for the detection of periapical lesions - Overall comparison between conventional and direct radiography. *Oral Surg* 1996;82:344-350
4. Kullendorff B, Nilsson M. Diagnostic accuracy of direct digital dental radiography for the detection of periapical bone lesions. II. Effects on diagnostic accuracy after application of image processing. *Oral Surg* 1996;82: 585-589
5. Ishida M, Doi K, Loo LN, Metz CE, Lehr JL. Digital image processing: Effect on detectability of simulated low contrast radiographic patterns. *Radiol* 1984; 150:569-575
6. 송남규, 고희준. 영상보간법을 이용한 디지털 치근 단방사선 영상의 개선에 관한 연구. *치과방사선* 1998;28(2):387-410
7. Gonzalez RC, Woods RE. Digital image processing. Addison-Wesley 1993; pp. 413-478
8. Parker JA, Kenyon RV, Troxel DE. Comparison of interpolating method for image resampling. *IEEE Trans Med Imaging MI* 1983;2(1):31-39
9. Schreiner S, Paschal CB, Galloway RL. Comparison of projection algorithms used for the construction of maximum intensity projection images. *J Comput assist Tomogra* 1996;20(1):56-67
10. Allebach J, Ping WW. Edge-detected interpolation. *IEEE international conference on image processing*. 1996; 707-710
11. Carrato S, Ramponi G, Marsi S. A simple edge sensitive image interpolation filter. *IEEE international conference on image processing* 1996;711-714
12. Haralick RM, Shapiro LG. Computer and Robot Vision. 1992;1:371-449
13. Key RG. Cubic convolution interpolation for digital image processing. *IEEE Trans Acoustic Signal Processing* 1981;6:1153-1160
14. Maeland E. On the comparison of interpolation methods. *IEEE Transac Med Imaging* 1988;7(3):213-217
15. Gose E, Johnsonbaugh R, Jost S. Pattern recognition and image analysis. Prentice Hall PTR 1996:282-286
16. Netravali AN, Haskell BG. Digital pictures, representation, compression and standards. Plenum Press 2nd ed. 1995:10-13
17. Shrout MK, Potter BJ, Yurgalavage HM, Hildebolt CF, Vannier MW, Ga A et al. 35mm film scanner as an intraoral dental radiograph digitizer II. Effects of brightness and contrast adjustments. *Oral Surg* 1993;76:510-518
18. Shrout MK, Potter BJ, Yurgalavage HM, Hildebolt CF, Vannier MW, Ga A et al. 35mm film scanner as an intraoral dental radiograph digitizer I. Quantitative evaluation. *Oral Surg* 1993; 76:502-509
19. Wenzel A, Hintze H. Perception of image quality in direct digital radiography after application of various image treatment filters for detectability of dental disease. *Dentomaxillofac Radiol* 1993;22:131-134
20. Hildebolt CF, Vannier MW, Shrout MK, Pilgram TK, Province M, Vahey EP. Periodontal disease morbidity quantification II. Validation of alveolar bone loss measurements and vertical defect diagnosis from digital bitewing images. *J Periodontol* 1990;61:623-632
21. Mol A, Stelt PF. Digital image analysis for the diagnosis of periapical bone lesion: A preliminary study. *Int Endodon J* 1989; 22:299-302
22. Wenzel A. Effect of image enhancement for detectability of bone lesions in digital

- intraoral radiographs. *Scand J Dent Res* 1988;96:149-160
23. Furkart AJ, Dove SB, McDavid WD, Nummikoski P, Matteson S. Direct digital radiography for the detection of periodontal bone lesion. *Oral Surg* 1992;74:652-660
 24. Svanæs DB, Møystad A, Risnes S, Larheim TA, Grøndahl HG. Intraoral storage phosphor radiography for approximal caries detection and effect of image magnification. *Oral Surg*. 1996; 82:94-100
 25. Møystad A, Svanæs DB, Larheim TA, Grøndahl HG. The effect of cathode ray tube display format on observer performance in dental digitized radiography: comparison with plain films. *Dentomaxillofac Radiol* 1994; 23:206-210
 26. Fischer PD, Brauer GW. Impact of image size on effectiveness of digital imaging systems. *J Digit Imaging* 1989;2:39-41
 27. 최은숙, 고평준. 디지털 치근단방사선 영상에 관한 시각 특성 연구. *치과방사선* 1999;29(1):261-274
 28. Welander U, Nelvig P, Tronje G, McDavid WD, Dove B, Morner AC, Cederlund T. Basic technical properties of a system for direct acquisition of digital intraoral radiographs. *Oral Surg* 1993;75:506-16
 29. Farman AG, Scarfe WC, Schick DB, Rumack PM. Computed dental radiograph evaluation of a new charge-coupled device-based intraoral radiographic system. *Quintessence Int* 1995; 26:399-404
 30. Zweig MH, Campbell G. Receiver-Operating Characteristic(ROC) plots: A fundamental evaluation tool in clinical medicine. *Clin Chem* 1993;39(4):561-577
 31. 허민석, 유동수. 인공적 인접면 치아우식증의 구내방사선사진과 디지털 영상의 진단능 평가. *치과방사선* 1994;24(2):439-450
 32. 김현, 정현대. 모의 인접면 치아우식증 병소의 진단을 위한 구내 표준방사선사진과 그 디지털 영상의 비교. *치과방사선* 1994; 24(2):279-290
 33. 강병철. 인공치아 우식병소 진단의 ROC 분석. *치과방사선* 1997;27(2):7-13
 34. 오경란, 최의환, 김재덕. Digora 영상시스템을 이용한 인접면 치아우식병소의 진단능에 관한 연구. *치과방사선* 1998;28(2):415-431
 35. Robertson DD, Yuan J, Wang G, Vannier MW. Total hip prosthesis metal artifact suppression using iterative deblurring reconstruction. *J Comput assist Tomogra* 1997;21(2):293-298
 36. Berkhoff AP, Huisman HJ, Thijssen JM, Jacob EMGP, Homan RJF. Fast scan conversion algorithms for displaying ultrasound sector images. *Ultrasonic Imaging* 1994;16:87-108
 37. Rieder SJ, Kruger RA. Intravenous digital subtraction. A summary of recent developments. *Radiol* 1983;147:633-638
 38. Eddy WF, Fitzgerald M, Noll DC. Improvement image registration by using Fourier interpolation. *Magn Reson Med* 1996;36:923-931
 39. Dastane A, Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J, Mehra R, Hesby MR. Development and evaluation of a new 3D digitization and computer graphic system to study the anatomic tissue and restoration surfaces. *J Oral Rehabilitation* 1996;223:25-34
 40. Luostarinen T, Tammissalo T, Vähätalo K, Tammissalo E. Comparison of intraoral digital and film radiography for diagnosis of periapical bone lesions. *Proceedings of the Third Symposium on Digital Imaging in Dental Radiology. Dentomaxillofac Radiol* 1995;24(2):67-106
 41. Jackson PH, Dicson GC, Birnie DJ. Digital image processing of cephalometric radiographs: A preliminary report. *Br J Orthodon* 1985;12:122-132
 42. Allebach J, Ping WW. Edge-detected interpolation. *IEEE International Conference on Image Processing* 1996; 707-710
 43. Allebach JP, Wong PW. Magnifying digital image using edge mapping. *Hewlett Packard Company* 1995
 44. Xue K, Winans A, Walowit E. An edge restricted spatial resolution algorithm. *J Imaging* 1992;1-2

45. Hayakawa Y, Farman AG, Scarfe WC, Kuroyanagi K. Technical report: Processing to achieve high-contrast images with computed dental radiography. Dentomaxillofac Radiol 1996;25: 211-214
46. 이준환. Fuzzy 집합 이론을 이용한 부대역 부호화에 관한 연구. 전북대학교 전자사업개발 연구소 1992;22-51

Address : Prof. Kwang-Joon KOH, Dept. of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, Chonbuk National University, 634-18, Keum-Am Dong, Duk-Jin Gu, Chon-Ju, South Korea
Tel : (0652) 250-2023 Fax : (0652) 250-2081
E-mail : dentrad@moak.chonbuk.ac.kr

Explanation of figures

Fig. 3.1 Original image (Digora 70 kVp, 0.06sec)

Fig. 3.2 Cubic convolution interpolation

Fig. 3.3 Cubic spline interpolation

Fig. 3.4 Facet model interpolation

Fig. 3.5 Linear interpolation

Fig. 3.6 Nearest neighbor interpolation

Fig. 3.7 Non-linear interpolation

Fig. 3.8 Gray segment expansion interpolation

사진부도



Fig 3.1

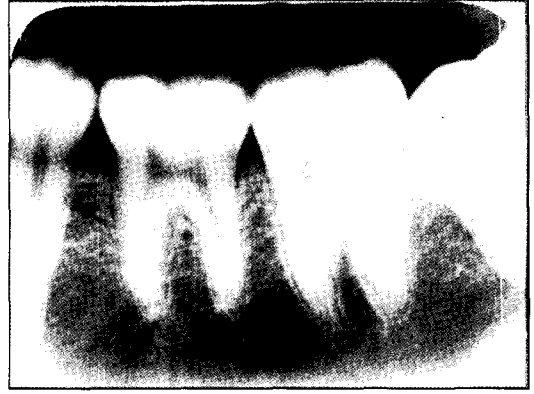


Fig 3.2



Fig 3.3

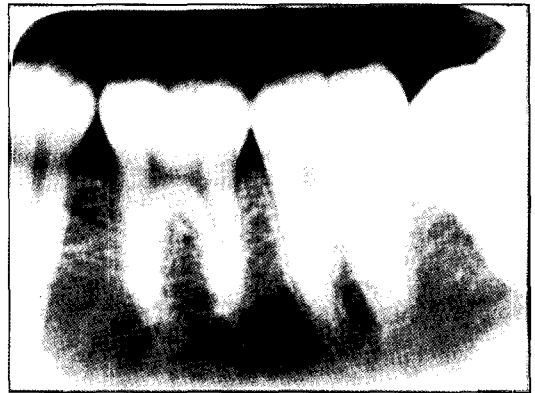


Fig 3.4

사진부도



Fig 3.5



Fig 3.6



Fig 3.7

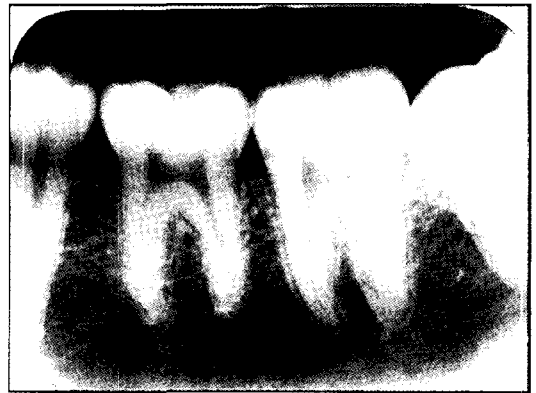


Fig 3.8