

영상보간법을 이용한 디지털 치근단 방사선영상의 개선에 관한 연구

전북대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실 및 구강생체과학연구소

송남규 · 고평준

I. 서 론

진단영역에서 영상의 의존도는 컴퓨터 관련 기술의 발전과 더불어 더욱 증가되고 있으며, 영상진단은 기존 필름을 이용하는 방법에서 컴퓨터 모니터나 다른 진단기기의 모니터를 관찰하는 방법으로 점차 바뀌어지고 있어 방사선학 분야에서도 디지털방사선사진 촬영장치가 많이 개발되어 상용화되고 있다¹⁾. 의학, 치의학 분야에도 디지털 영상을 이용한 진단기기들이 개발되어 유용하게 이용되고 있다.

영상진단의 목적은 영상내에서 관찰대상을 정확히 판독하여 최대한의 진단정보를 얻는 데 있고 영상의 판독능은 관찰자의 영상 인식능력과 관련된다.

영상은 일반적으로 영상을 저장하고 표현하는 방식에 따라 아날로그 영상과 디지털 영상으로 구분된다. 아날로그 영상은 물리적 매체 위에 비가역적인 형태로 저장되는 반면, 디지털 영상은 정보 형태로 저장되며 이를 가공하여 모니터 상이나 프린터를 이용한 인쇄물로 관찰할 수 있

다. 따라서 관찰자는 디지털 영상의 다양한 영상 처리기기를 이용하여 보다 정확하며 많은 진단정보를 얻을 수 있다^{2,3)}.

디지털 흑백영상은 화소라는 기본단위들이 격자상을 이루며 각각의 화소는 일정한 농도값을 정수로 갖는 영상으로 화소의 크기 및 수는 영상의 해상력을 좌우한다. 디지털 영상은 광학기기의 도움없이 영상을 확대, 축소 할 수 있고, 좌표 변환으로 상을 회전시킬 수 있으며 화소값의 변화를 이용하여 대조도 조정 등 영상처리가 가능하다. 상의 확대나 회전시에는 원영상이 갖는 좌표 값의 변화가 생기며 원영상에 지정된 화소 값을 기준으로 변화된 영상의 좌표에 새롭게 좌표 값이 지정된다. 영상을 확대 할 때는 원영상보다 정수배 확대된 영상에서 빈 좌표들이 존재하게 되며 이 빈 좌표에 새로운 화소값을 지정해 주는 방법을 보간법(interpolation method)이라고 한다. 보간법은 확대영상에서의 영상정보의 증대성, 눈으로 관찰했을 때의 자연스러움, 그리고 경계부분에서의 강조성 등의 특징을 최대한으로 하는 것을 목적으로 하고 있다. 특히, 영상을 통한 인간의 정보취득 방법은 경계부분에 주로 의존하고 있으므로, 영상의 확대시 경계부분을 강조함으로써 경계부분에서의 정보를 최대한 증대할 필요가

있다. 일반적으로 보간법을 통하여 영상을 확대 시, 경계부분이 평활화되는 특징이 있다. 기존의 보간법은 이와 같은 경계부분의 정보를 최대화하는 방향으로 전개되어 왔다^{6,9)}.

일반 자연영상의 히스토그램분포는 0 레벨에서 L-1 레벨까지 전반적으로 일정한 값의 확률분포를 가지고 있는 반면, 디지털치근단방사선영상에서의 히스토그램분포는 0 레벨 부분과 L-1 부분으로 집중되는 확률 분포를 갖는다. 따라서 진단정보가 되는 경계부분의 화소값은 일반 자연영상에 비해 한 부분으로 치우쳐 나타나는 양상을 보인다⁹⁾. 치근단방사선영상은 크게 치아, 치조골을 배경으로 이루어져 있다. 치아부분은 밝은 그레이 레벨로서 공간적으로 큰 영역에서 밝기가 거의 일정하며 치조골은 치아부분보다 약간 어두운 그레이 레벨로서 공간적 밝기가 약간 불규칙한 특징을 가지고 있고 배경부분은 일정하게 어두운 색의 밝기를 가진다. 이와 같이 치근단방사선영상은 크게 그레이 레벨이 비슷한 세 개의 공간영역으로 나눌 수 있다. 일반자연영상은 전반적으로 크고 작은 같은 그레이 레벨의 여러 공간영역으로 나뉘어진다¹⁰⁾. 또한, 치근단방사선영상은 균일한 밝기의 치아, 치조골, 배경 등 세 개의 연속된 블록으로 구성되어 있으므로 저주파 영역에 많은 정보가 포함되어 있음을 알 수 있다^{11,12)}. 치근단방사선영상에서 경계(edge)는 치아와 배경의 경계부분, 치조골과 배경의 경계부분, 치조골과 치아의 경계인 치주인대강 부분, 그리고 치조골 내의 골소주와 골수강에 의해 나타나는 경계부분으로 나눌 수 있다. 이러한 경계부분들은 일반 자연영상과 비교할 때 경계부분이 명료하지 못한 특징을 보이며 치조골 부위에서 평활화되는 경우도 많다. 따라서 이러한 경계부분은 방사선사진을 이용한 진단시 중요한 역할을 하므로 강조될 필요성이 있다³⁾.

상용화되어 있는 디지털치근단방사선영상을 확대 관찰 할 때에는 블러효과가 나타나고 이러한 블러효과로 인하여 경계부분의 정보는 급격히 훼손된다. 보간법은 이러한 결점을 보완하는 좋

은 방법이 될 수 있다.

진단방사선학 분야에서 디지털 영상에 대한 보간법의 적용에 대한 연구는 전산화단층, 초음파영상 및 자기공명영상 등에서 잡음을 제거하거나 흐릿해진 상의 개선을 위하여 적용되어 왔다. Robertson(1997)등¹⁴⁾은 인공 고관절 부위의 전산화단층사진상에 나타난 상의 흐려짐을 선형보간법(linear interpolation)과 백-프로젝션 여과(back projection filtering) 등을 이용하여 급속성 잡음을 개선하였다. Berkhoff(1994)¹⁵⁾등은 B-모드의 초음파검사를 시행할 때 검사영역에서 부채꼴모양으로 나타난 영상을 일반 모니터로 관찰하려면 사각형 형태로 규격화해야 될 필요가 있다고 하였다. 또한 이 때 부채꼴모양 영상의 중간 화소값을 정확히 투사시킬 수 있게 하기 위하여 보간법을 적용함으로써 실시간 내에 영상을 보여줄 수 있다고 하였다. Eddy등(1996)¹⁶⁾은 자기공명영상에서 상의 흐려짐을 개선하기 위하여, Rieder와 Kruger (1983)¹⁷⁾ 및 Kruger등(1982)¹⁸⁾은 디지털혈관조영술시 환자의 맥동이나 호흡으로 인하여 발생하는 상의 결손을 보완하기 위하여 보간법을 이용하였다. 치의학 영역에서 Dastane등(1996)¹⁹⁾은 보간법을 적용하여 영상의 뒤틀림을 현저히 감소시키고, 표면 재구성을 할 수 있으며 이를 시각화시킬 수 있다고 하였다.

본 연구는 여러 가지 보간법을 디지털치근단방사선영상에 적용시켜 각 방법에 대한 SNR(Signal to Noise Ratio)과 MTF(Modulation Transfer Function)계수값으로 경계정보량을 측정, 분석함으로써 디지털치근단방사선영상을 개선하는 데 그 목적이 있다.

II. 연구재료 및 연구방법

1. 디지털 영상의 획득

1.1 연구재료

치아우식증이나 악골내 병소가 없으며, 법랑 백악질경계부에서 1.5mm 이내의 정상적인 치조골을 보이는 성인의 상악전치와 하악 제1대구치 및 사람 건조하악골의 구치부를 대상으로 하였다.

1.2 방사선사진 촬영

방사선사진 촬영은 관전압 70kVp, 관전류 8mA, 총여과 2.5mAl인 IRIX 708 방사선발생장치(Trophy Co. France) 및 관전압 60kVp, 70kVp, 관전류 7mA, 총여과 1.5mAl인 Heliudent MD 방사선발생장치 (Siemens, Germany)를 이용하였다. 노출시간은 Heliudent에서는 0.01, 0.02, 0.03, 0.04, 0.05, 0.06, 0.08, 0.10, 0.12, 0.16, 0.20, 0.25, 0.32, 0.40sec인 14단계로, IRIX에서는 0.06, 0.10, 0.16, 0.24, 0.28, 0.34, 0.42, 0.50sec인 8단계로 하였으며 피사체와 관구의 거리는 40Cm로 촬영하였다. 피사체에 대한 촬영은 CDR²⁰⁾ (Computed Dental Radiography, Schick Technology Inc, NY, USA), Digora²¹⁾ (Soredex Orion Co, Finland) 및 Ektaspeed plus film(Kodak)을 이용하였다. CDR의 CCD 감지기는 346x192mm의 감지지역과 720x400의 화소배열과 48x48mm의 화소크기를 가지고 있으며, 정보처리는 12bit로 시행되나 모니터상에는 8bit로 나타난다. CDR에서 얻은 디지털 영상은 288,000byte 크기의 영상 file로 저장하였으며 내장된 영상처리 프로그램으로 아무런 영상처리 없이 저장하였다. Digora 시스템은 3x4Cm의 image plate를 이용하여 촬영한 후 전용

scanner를 이용하여 디지털 영상으로 저장하였다. Ektaspeed plus film을 이용하여 촬영된 필름은 구내 자동현상기로 현상 후 35mm film scanner (FV-10D Fuji Photos)를 이용하여 각각의 필름 영상을 디지털 영상 파일 형태로 저장하였다. Ektaspeed plus film 과 Digora의 경우는 14단계의 노출시간과 60kVp, 70kVp 두 종류의 관전압으로 하여 각각 64개의 디지털 영상 파일을 형성하였으며 CDR의 경우는 24개의 디지털 영상파일을 얻었다. 모든 영상파일은 BMP 파일로 규격화하였으며 모든 영상은 영상처리를 시행하지 않은 상태로 저장하였다. 그 후 각각의 영상을 보간법을 이용하여 영상처리하였다.

2. 보간법(Interpolation methods)

본 연구에서는 기존에 제안된 6가지 보간법에 대하여 획득된 디지털치근단영상을 실험하였다. 그리고 마지막으로 본 연구에서 고안한 gray segment expansion법을 이용하여 영상의 보간법을 실험하였다. 각각의 보간법에 대한 알고리즘은 아래와 같다.

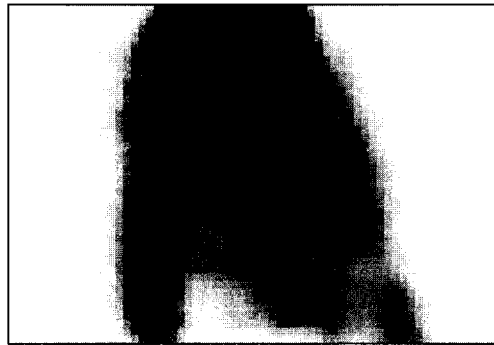
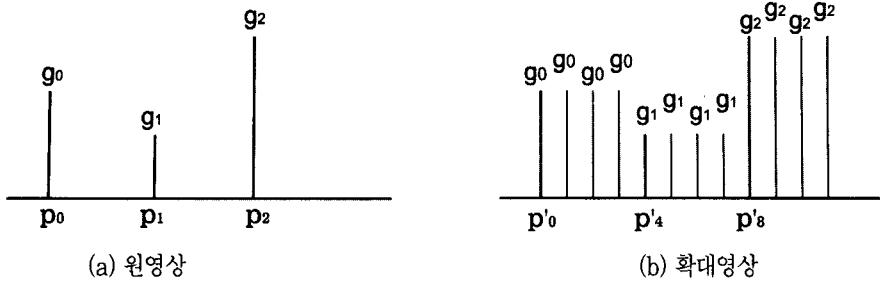
2.1 Nearest Neighbor Method

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

Fig. 2.1(d)는 Fig. 2.1(c)를 2차원 nearest neighbor법을 이용하여 8배 확대한 영상이다. 이 방법은 확대영상에서 격자무늬로 노이즈가 나타난다. 따라서, 경계부분에서 각진 특징을 나타내므로 관찰자가 부자연스러움을 느낄 수 있다. 이 보간법은 과정이 간단하므로 일반적으로 영상처리 소프트웨어에서는 이 방법이 이용되고 있다.

$$g_{p'_{Nxi}} = g_{p'_{Nxi-1}} = g_{p'_{Nxi-2}} = \dots = g_{p'_{Nxi-2}} = g_{p_i}$$

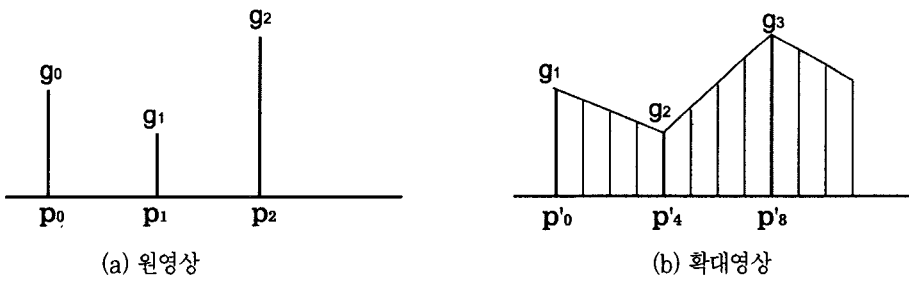
수식(1)



(a) 차아영상

(b) 8배 확대영상

Fig. 2.1 Nearest Neighbor Method



(a) 차아영상

(b) 8배 확대영상

Fig. 2.2 Linear Interpolation Method

2.2 선형보간법 (Linear Interpolation Method)

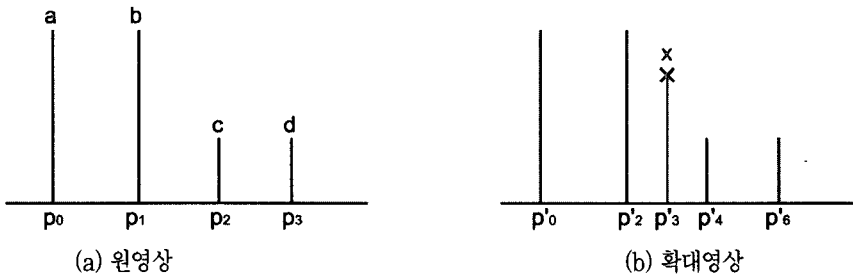
Fig. 2.2(a)와 2.2(b)는 1차원 선형보간법을 나타내고 있다. P'_0, P'_1, P'_2, P'_3 픽셀의 밝기는 픽셀 P_0, P_1 밝기의 선형변환값을 이용하여 추정한다. 수식 (2)는 선형변환식을 나타낸다.

Fig. 2.2(d)는 Fig. 2.2(c)를 2차원 선형보간법을 이용하여 8배 확대한 영상이다. 확대영상에서 경계부분 뿐만 아니라 전체영상이 평활화되어 있다. Nearest neighbor법에서의 격자효과가 없어지지만, 영상이 평활화되어 치조골과 치아의 경계가 불명료하다.

2.3 비선형보간법 (Non-linear Interpolation Method)

Fig. 2.3(a)와 2.3(b)는 1차원 비선형보간법

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



(a) 치아영상

(b) 8배 확대영상

Fig. 2.3 Non-linear Interpolation Method

을 이용하여 2배 확대한 영상이다. Fig. 2.3(b)의 P'_0, P'_2, P'_4, P'_6 픽셀의 밝기는 Fig. 2.2(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 4개의 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 x를 결정하는 수식이다.

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

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

Fig. 3.2(d)는 Fig. 3.2(c)를 비선형보간법을 이용하여 8배 확대한 치근단영상이다. 선형보간법에서 나타난 평활화효과는 없어졌지만, 치아와 배경부분에서 상당한 왜곡이 나타나고있다.

2.4 면적합모델법(Facet Model Method)²²⁾

Fig. 2.4(a)와 2.4(b)는 면적합모델법을 이용한 2차원 보간법을 나타낸다. 먼저 Fig.

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. 확대한 평면의 방정식을 이용하여 Fig. 2.4(b) X점의 밝기를 추정한다. Fig. 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 Fig. 2.4(a)영상에 정의된 mask를 convolution하여 구할 수 있으며 r, c 는 각 픽셀로부터 $p_{0,0}$ 픽셀까지의 공

$p_{-2,-2}$	$p_{-2,-1}$	$p_{-2,0}$	$p_{-2,1}$	$p_{-2,2}$
$p_{-1,-2}$	$p_{-1,-1}$	$p_{-1,0}$	$p_{-1,1}$	$p_{-1,2}$
$p_{0,-2}$	$p_{0,-1}$	$p_{0,0}$	$p_{0,1}$	$p_{0,2}$
$p_{1,-2}$	$p_{1,-1}$	$p_{1,0}$	$p_{1,1}$	$p_{1,2}$
$p_{2,-2}$	$p_{2,-1}$	$p_{2,0}$	$p_{2,1}$	$p_{2,2}$

(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



(a) 치아영상

(b) 8배 확대영상

Fig. 2.4 Facet Model Method

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

$$k_1 + k_2 \frac{r}{N_2} + k_3 \frac{c}{N} + k_4 \left(\frac{r^2}{N} - 2 \right) + k_5 \frac{r}{N} \frac{c}{N} + k_6 \left(\frac{c^2}{N} - 2 \right) + k_7 \left(\frac{r^3}{N} - 3.4 \frac{r}{N} \right) + k_8 \left(\frac{r^2}{N} - 2 \right) c + k_9 \frac{r}{N} \left(\frac{c^2}{N} - 2 \right) + k_{10} \left(\frac{c^3}{N} - 3.4 \frac{c}{N} \right) = p_{rc} \quad \text{수식(4-2)}$$

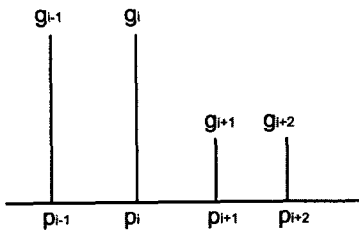
간적인 거리를 나타낸다.

Fig. 2.4(d)는 Fig. 2.4(c)를 면적합모델법을 이용하여 8배 확대한 영상이다. 선형보간법에서 보다 영상이 평활화되어 있다.

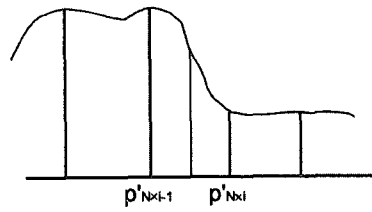
2.5 Cubic Convolution Method

Fig. 2.5(a)와 2.5(b)는 cubic convolution 을 이용한 1차원 보간을 나타낸다. 먼저 Fig.

2.5(a)의 픽셀의 밝기 $g_{i-1}, g_i, g_{i+1}, g_{i+2}$ 값을 이용하여 네점을 지나는 곡선을 만든다. 이때 구하는 방법은 convolution법을 이용한다. Fig. 2.5(b)는 구해진 곡선을 나타낸다. 그 후 $p'_{N \times 1} \langle x \langle P'_{N \times 1+N}$ 의 픽셀의 밝기는 이 곡선의 방정식을 이용하여 대응점을 찾는다. 수식(5)는 네점의 밝기 $g_{i-1}, g_i, g_{i+1}, g_{i+2}$ 와 convolution법을 이용하여 구한 곡선의 방정식을 나타낸다.



(a) 원영상



(b) 확대영상



(a) 차아영상



(b) 8배 확대영상

Fig. 2.5 Cubic Convolution Method

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

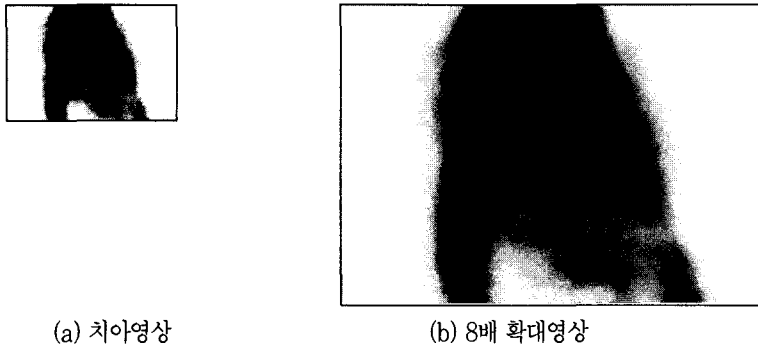
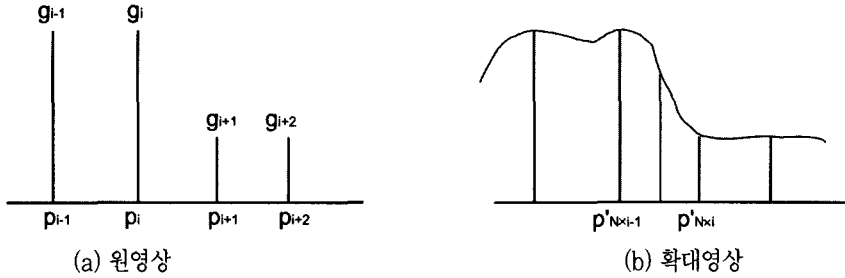


Fig. 2.6 Cubic Spline Method

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

Fig. 2.5(d)는 Fig. 2.5(c)를 cubic convolution을 이용하여 8배 확대한 영상이다. 선형보간법보다 전체적으로 영상이 선명하며 경계부분에서 평활화효과는 작다.

2.6 Cubic Spline Method

Fig. 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

$$y = Ag_i + Bg_{i+1} + Cg''_i + Dg''_{i+1} \quad \text{수식(6-1)}$$

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

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

이며, g' 는 g 의 이차 미분값이다.

Fig. 2.6(d)는 Fig. 2.6(c)를 cubic spline을 이용하여 8배 확대한 영상이다. 선형보간법보다 전체적으로 선명하며 경계부분에서 평활화효과는 작다. 또한 cubic convolution법에 비하여 영상의 질을 육안적으로 구분할 수는 없지만, PSNR이 cubic convolution법에 비해 1dB정도 향상되었다.

2.7 Gray Segment Expansion Method²³⁾

Fig. 2.7은 본 논문에서 제안한 gray segment expansion법을 이용한 보간법의 모식도이다. 원영상(작은영상)으로부터 치근단영상의 그레이 레벨 segment법을 이용하여 영상의 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 가장 우수한 cubic spline법을 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 픽셀값기를 이용한 보간법을 나타내고 있다.

1) Gray segment를 이용한 경계 추출 방법

그레이 레벨의 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.

Fig. 2.8(b)는 추출한 확대영상의 경계를 보여주고 있다. 또한 Fig. 2.8(c)는 Fig. 2.8(a)를 gray segment expansion법을 이용하여 8배 확대한 영상이다. 확대영상에서는 cubic spline법에서보다 경계선 부근이 선명하게 나타난다.

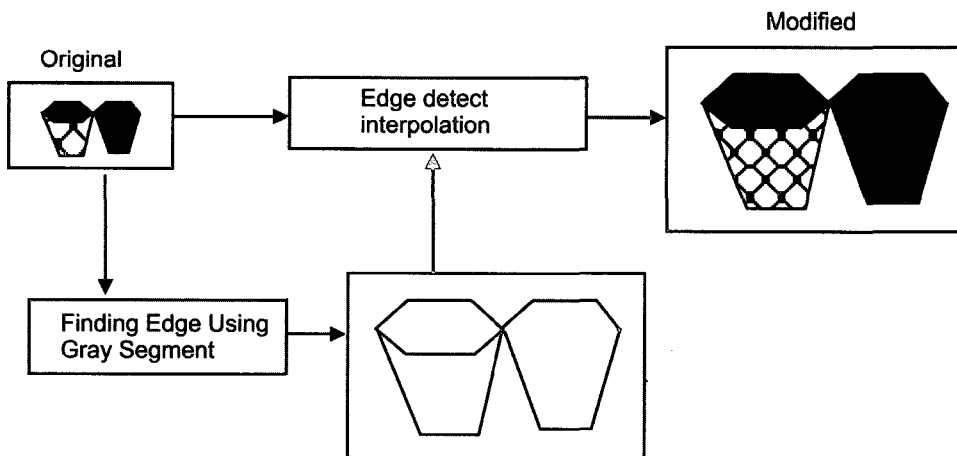
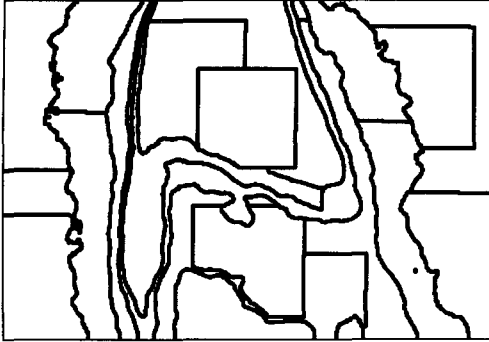


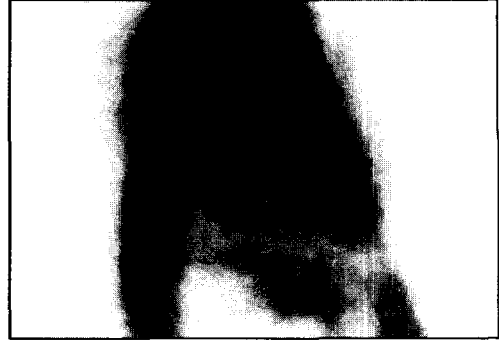
Fig. 2.7 Gray Segment Expansion Method



(a) 차이영상



(b) 경계 확대영상



(c) 8배 확대영상

Fig. 2.8 Gray Segment Expansion Method

3. 영상처리 후 영상의 평가

7가지 보간법에 의해 확대된 방사선영상의 질을 평가하였다. 평가방법은 영상의 SNR값을 이용한 방법, MTF을 이용한 고주파성분 측정방법 그리고 설문조사를 통한 주관적인 방법을 이용하였다. 먼저 치근단 원영상을 선형카메라모델 방법을 이용하여 1/4로 축소한 후 축소영상을 7가지 보간법을 이용하여 4배 확대하였다. 그 후, 원영상과 확대영상사이의 손실 정도를 계산하여 보간법을 평가하였다. 사용된 선형카메라모델은

수식 (7)과 같다. 즉, 축소영상의 픽셀값은 원영상의 가로, 세로 [4×4]개 픽셀의 평균값이 된다.

여기서 $f(x,y)$ 는 원영상의 픽셀값이며, $f(x',y')$ 는 축소영상의 픽셀값이다. 그리고 $f(x'',y'')$ 는 $f(x',y')$ 를 4배 확대한 영상이다.

3.1 SNR(Signal to Noise Ratio)

원영상과 확대영상과의 차이영상에 대한 총 에너지 값으로 영상의 손실을 측정하였다.

여기에서 $\sum_{x=1}^{N_x} \sum_{y=1}^{N_y} f(x',y')^2$ 는 원영상의

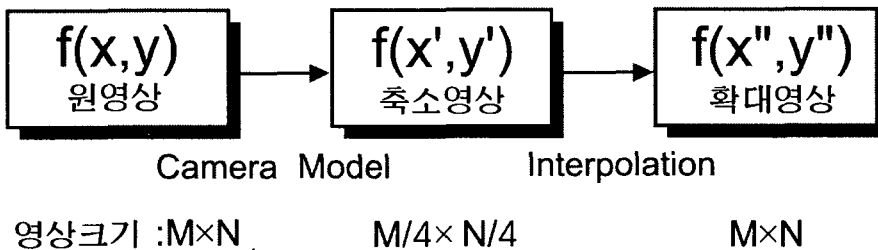


Fig. 3.1 영상처리 후 영상의 평가

$$f(x',y') = \frac{1}{16} \sum_{i=4x}^{4x+3} \sum_{j=4y}^{4y+3} f(x,y) \quad \text{수식(7)}$$

$$SNR = \frac{\text{Signal Power}}{\text{Noise Power}} = 10 \log \frac{\sum_{x=1}^{N_x} \sum_{y=1}^{N_y} f(x', y')^2}{\sum_{x=1}^{N_x} \sum_{y=1}^{N_y} [f(x', y') - f(x'', y'')]^2} \quad \text{수식(8)}$$

총에너지 값이며, $\sum_{x=1}^{N_x} \sum_{y=1}^{N_y} [f(x', y') - f(x'', y'')]^2$

는 원영상과 확대영상과의 차이영상에 대한 총에너지 값이다. SNR비가 높으면 높을수록 $f(x'', y'')$ 가 원영상에 가까움을 알 수 있다.

3.2 MTF(Modulation Transfer Function)

계수를 이용한 영상의 고주파성분 평가

이 방법은 영상의 고주파성분의 양 변화를 측정한다. 먼저, DCT (Discrete Cosine Transform)을 이용하여, 원영상 $f(x, y)$ 와 보간된 영상 $f(x'', y'')$ 를 주파수 성분영상으로 변환하였다. $F(u', v')$ 와 $F(u'', v'')$ 는 주파수 성분영상으로, 이를 이용하여 $f(x, y)$ 와 $f(x'', y'')$ 의 주파수 분포를 구할 수 있다. 영상의 저주파 성분은

$\sum_{u=1}^{N_x/5} \sum_{v=1}^{N_y/5} F(u, v)^2$ 이고, 영상의 고주파 성분은

$\sum_{u=N_x/5}^{N_x} \sum_{v=N_y/5}^{N_y} F(u, v)^2$ 이다. 본 연구에서는 원영상의 고주파 성분과 확대영상의 고주파 성분을 비교하였다. 비교 계수는 수식 (9) 와 같다.

$$MTF = \frac{\sum_{u=1}^{N_x/5} \sum_{v=1}^{N_y/5} F(u'', v'')^2}{\sum_{u=1}^{N_x/5} \sum_{v=1}^{N_y/5} F(u, v)^2} \quad \text{수식(9)}$$

여기에서 MTF 계수값이 1에 가까우면 원영상과 확대영상사이의 고주파성분이 비슷함을 알 수 있다.

3.3 알고리즘 수행시간 평가

7가지 영상 보간법에 대하여 각각의 영상을 확대하는데 소요되는 시간을 측정하기 위하여 컴퓨터내에 내장된 시간 측정장치를 이용하여 측정하였다.

3.4 관찰자에 의한 평가방법

보간법을 시행한 영상을 대상으로 5명의 관찰자에 의해 영상의 개선여부가 평가되었다. 3가지 종류의 영상장치에서 얻은 보간법 시행 전 영상과 7가지 보간법 시행 후 영상의 개선 정도를 비교하였다. 관찰자들은 구강악안면방사선학을 전공한 자들이었다. 영상은 17인치 천연색 모니터 상에서 대조도나 휘도의 조절 없이 관찰하였다. 영상의 평가는 아래와 같이 5단계로 하였다.

1. 명백히 개선되지 않았다.
2. 개선되지 않았다.
3. 의문시된다.
4. 개선되었다.
5. 명백히 개선되었다.

관찰자의 결과는 각각의 방법에 대하여 나타난 영상의 개선정도의 평가를 Medcalc program을 이용하여 interactive dot graph로 나타내었다. 관찰자간, 방법사이의 비교는 Anova 검정을 시행하였다.

Ⅲ. 연구성적

세 종류의 영상장치에서 얻은 디지털 영상을 대상으로 7가지 보간법을 시행하였다. 영상의 획득방법, 관전압의 영향, 영상의 고주파 성분에 대한 MTF평가 및 관찰자에 의한 평가의 결과는 다음과 같다.

1. SNR값에 의한 7가지 보간법 평가

7가지 보간법 중 cubic spline법에서 SNR값이 가장 컸으며, 면적합모델법에서 가장 작았다. 면적합모델법과 nearest neighbor법에서 SNR값의 차이는 없었으나 면적합모델법과 다른 5가지 방법에서 SNR값의 차이는 있었다(P<0.01, Table 1).

Table 1. Estimation of seven methods by signal to noise ratio (SNR : Mean ± S.D.)

Method	SNR	Number
Facet model	72.44 ± 9.64	190
Nearest neighbor	74.19 ± 11.01	190
Non-linear	75.14 ± 9.56**	190
Linear	75.46 ± 9.42**	190
Cubic convolution	75.82 ± 9.07**	190
Gray segment expansion	75.95 ± 9.24**	190
Cubic spline	75.96 ± 8.98**	190

**P<0.01 by Anova

Table 2. Estimation of seven methods by SNR according to digital image acquisitional device (Mean ± S.D.)

Method	CDR(N=154)	Digora(N=581)	Film scan(N=595)
Facet model	65.41 ± 20.70	71.51 ± 4.92	75.16 ± 7.55
Nearest neighbor	68.71 ± 24.52	72.01 ± 5.64	77.73 ± 8.12
Non-linear	68.35 ± 21.34	74.61 ± 4.98*	77.42 ± 7.09
Cubic convolution	68.95 ± 20.90	76.14 ± 4.79*	77.30 ± 6.22
Cubic spline	69.01 ± 20.80	76.47 ± 4.77*	77.26 ± 6.04
Linear	68.33 ± 20.96	75.16 ± 4.88*	77.60 ± 6.96
Gray segment expansion	69.81 ± 21.63	76.31 ± 5.13*	77.18 ± 6.15

**P<0.01 by Anova

2. 영상획득장치에 따른 SNR값 평가

CDR영상, Digora영상 및 film scan영상을 대상으로한 7가지 보간법의 SNR 값을 비교하였을 때 각 영상장치에 따른 SNR값의 차이는 있었다($P<0.05$). 7가지 보간법의 SNR값 비교시에는 CDR영상과 film scan영상에서 각 방법에 대한 차이는 없었으나 Digora영상에서는 면적합모델법과 nearest neighbor법이 다른 5가지 보간법과 SNR값의 차이가 있었다($P<0.05$, Table 2).

3. 관전압에 따른 SNR값 평가

60kVp와 70kVp에서 얻은 SNR값은 차이가 있었다($P<0.05$). 60kVp에서 면적합모델법과 다른 6가지 보간법과는 SNR값의 차이가 있었으나 ($P<0.05$), 70kVp에서는 7가지 보간법 사이의 SNR값의 차이는 없었다($P>0.05$, Table 3).

4. MTF 분석

Nearest neighbor법에서 MTF계수값이 0.66으로 7가지 보간법 중 가장 높게 나타났다. 또한 선형보간법과 다른 6가지 보간법에서 얻은 MTF계수값은 차이가 있었다($P<0.05$, Table 4).

5. 알고리즘 수행시간 평가

Table 5에서는 펜티엄 MMX(166MHz)에서 C언어로 구성된 알고리즘의 수행시간을 나타내고 있다. 알고리즘 수행시간은 nearest neighbor법이 가장 빠르게 계산되었으며 비선형보간법이 가장 느린 것을 알 수 있다. 환자 대기시간과 판독시간을 고려한 경우 cubic convolution법과 cubic spline법이 합리적인 시간내에 수행될 수 있을 것으로 생각되며 gray segment expansion법 및 면적합모델법에서는 8배로 확장하는 경우 원영상의 크기가 작아 4배로 확장하는 경우보다 계산속도가 약 1/2배로 개선됨을 알 수 있다 (Table 5).

6. 관찰자에 의한 영상의 개선도 평가

7가지 보간법에 대한 관찰자들의 평가에서 각각의 관찰자 사이의 차이는 없었다. Nearest neighbor법과 선형보간법, 비선형보간법, 면적합모델법에 의하여 얻은 영상에 대하여 관찰자들은 영상이 개선되지 않았다는 성향이 높게 나타났다. 한편 cubic convolution법이나 cubic spline법, gray segment expansion법에서는 영상이 개선되었다는 경향이 다른 4가지 방법에 비교하여 높게 나타났다 (Fig. 3.1-3.7).

Table 3. Estimation of seven methods by SNR according to kVp (Mean \pm S.D.)

Method	60kVp(N=568)	70kVp(N=722)
Facet model	74.03 \pm 6.31	71.17 \pm 11.50
Nearest neighbor	75.56 \pm 7.37*	73.10 \pm 13.13
Non-linear	76.69 \pm 5.95*	73.91 \pm 11.55
Linear	77.05 \pm 5.77*	74.20 \pm 11.39
Cubic convolution	77.36 \pm 5.14*	74.60 \pm 11.12
Gray segment expansion	77.39 \pm 5.25*	74.80 \pm 11.35
Cubic spline	77.50 \pm 4.99*	74.74 \pm 11.05

** $P<0.01$ by Anova

Table 4. Estimation of seven methods by modulation transfer function (MTF : Mean±S.D.)

Method	MTF	Number
Linear	0.12±0.06	189
Facet model	0.16±0.06*	189
Cubic convolution	0.16±0.06*	189
Cubic spline	0.18±0.04*	189
Non-linear	0.19±0.15*	189
Gray segment expansion	0.25±0.14*	189
Nearest neighbor	0.66±0.46*	189

**P<0.01 by Anova

Table 5. Estimation of seven methods by computation time (sec)

Method	Magnification(4×) (160×120)→(640×480)	Magnification(8×) (80×60)→(640×480)
Nearest neighbor	0.28	0.22
Linear	0.38	0.44
Cubic convolution	0.83	0.77
Facet model	2.31	0.99
Cubic spline	5.28	0.26
Gray segment expansion	13.46	7.58
Non-linear	25.93	27.24

**P<0.01 by Anova

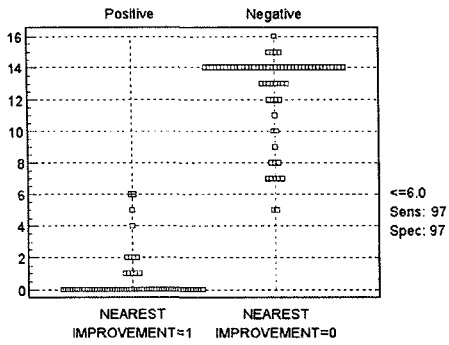


Fig 3.1 Interactive dot diagram of nearest neighbor method

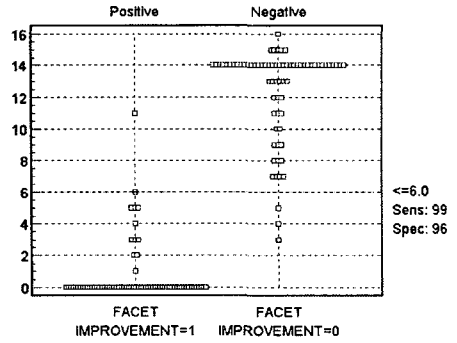


Fig 3.4 Interactive dot diagram of facet model method

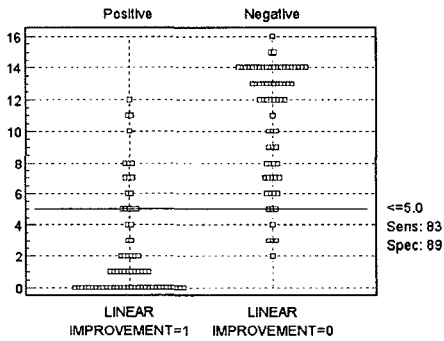


Fig 3.2 Interactive dot diagram of linear method

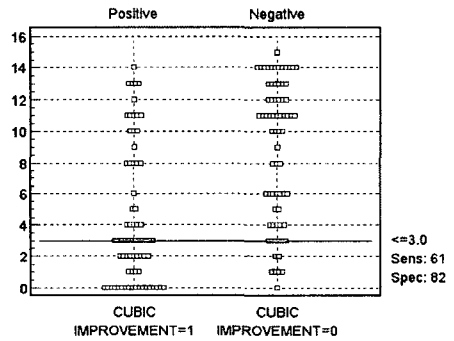


Fig 3.5 Interactive dot diagram of cubic convolution method

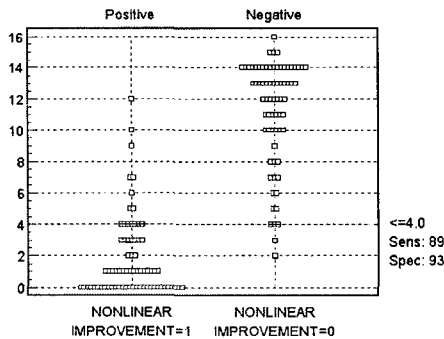


Fig 3.3 Interactive dot diagram of non-linear method

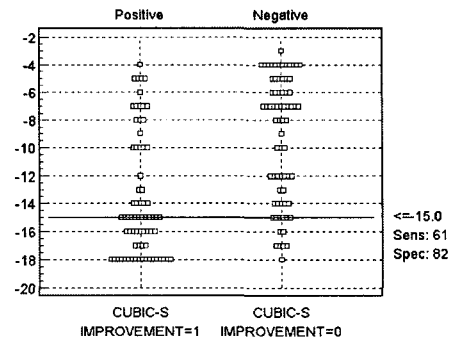


Fig 3.6 Interactive dot diagram of cubic spline method

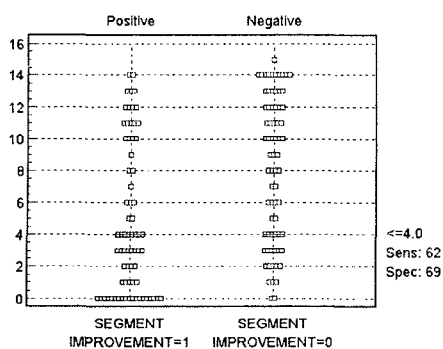


Fig 3.7 Interactive dot diagram of gray segment expansion method

IV. 총괄 및 고안

디지털 영상에 대한 영상처리의 목적은 영상을 원영상에 가깝게 하고 관찰자가 최대한 쉽게 영상을 관찰하여 영상내의 정보를 최대한 획득하는데 있다. 영상 처리법 중 대조도 조절이나 경계 강조방법들이 많이 이용되는데 Mol²⁴⁾은 이러한 방법을 이용함으로써 정상적인 부분과 병적인 부분의 경계를 추출하는 과정에서 영상의 잡음이 현저히 감소되고 병소의 존재 여부를 쉽게 관찰할 수 있어 진단능이 향상된다고 하였다. Jackson등(1985)²⁵⁾은 microdensitometer를 이용하여 두부규격방사선사진상을 디지털 영상으로 입력한 후 저장된 영상을 대상으로 대조도 및 휘도의 조절, 수평 수직 성분에 따른 평활화와 경계추출방법을 시행하고 아날로그 사진상에서 이루어진 판독작업과 비교하였을 때, 영상처리 후 판독능이 현저히 증가되었으며 계측점 선정이 용이하였다고 하였다. 또한 공간 분해능을 1024x852 화소로 하였을 때 계측점 선정이 더욱 용이해졌다고 보고한 바 있다.

본 연구에서는 영상에 대한 대조도나 휘도 등의 영상처리 없이 보간법만 시행하여 영상의 개선 여부를 판단하였다. 7가지 보간법 중 nearest

neighbor법은 확대영상에서 격자무늬의 잡음을 나타내었다. 따라서 경계부분에서 계단상을 나타내므로 관찰자가 부자연스러움을 느끼게 된다. 이 방법은 간단한 과정 때문에 일반적인 영상처리 소프트웨어에서 이용되고 있다²⁶⁾. 선형보간법은 경계부분 및 전체 영상이 평활화되었다. Nearest neighbor법의 격자효과는 없었지만 치조골과 치아의 경계부분이 불명료해졌다²⁷⁾. 비선형보간법은 주변 4개의 화소를 기준으로 강조되어야 될 부분이 가중되어 보간되는 방법이다. 선형보간법보다는 평활화효과가 감소되었지만 치근단영상에서 치아와 치아가 아닌 부분의 경계부분에서 왜곡현상이 나타났다^{28,29)}. Facet model법은 주변 25개 화소의 값에 대한 방정식을 구하여 확대된 영상에 화소값을 새로이 정해 준 방법이지만 선형보간법보다 상이 더욱 평활화되었으며 본 연구에서 SNR값이 가장 작았다²²⁾. Cubic convolution법은 주변 4개의 화소성분을 이용하여 곡선을 만든 후 이 곡선에 대한 방정식을 만든다. 새로이 지정해야 될 화소값은 이 곡선의 방정식을 이용하여 나타낸다. 본 연구결과 선형보간법보다 영상이 전체적으로 선명하였다. 또한 경계부분에서 평활화효과는 감소되었다³⁰⁾. Cubic spline법은 변화되는 화소값을 연결한 곡선의 함수를 구한 후 구해진 함수를 이용하여 연속된 값을 보간할 수 있다. 본 연구결과 선형보간법에서 보다 영상이 전체적으로 선명하였으며, 경계부분에서 평활화효과는 감소되었다. Cubic convolution법과 육안적으로 영상을 구분할 수는 없지만 PSNR(Peak Signal to Noise Ratio)이 1dB 정도 향상되었으며 이는 Maeland³¹⁾의 결과와도 같았다.

본 연구에서 제안한 gray segment expansion법은 화소값의 분포가 비슷한 영역을 하나의 블럭으로 묶고 이 블럭의 변연을 경계정보로 하며, 경계의 확대는 경계 평활화를 이용하여 확대하였다. 이 방법은 경계선 부근에서 보다 분명한 영상을 보여주었으며 다른 영상과 비교시 높은 관전압에서 보다 높은 SNR 값을 보였지만

cubic convolution, cubic spline법과의 차이는 없었다. 방사선사진상에서 인접구조물과 병소등의 밀도차이에 의해 나타나는 경계는 진단에 매우 중요한 인자중 하나이다. 이러한 경계부위를 강조하면서 정수배 확대할 영상의 보간법으로 제안한 gray segment expansion법은 원영상을 정수배 축소 후 이 영상에서 원영상의 경계를 LOG (Laplacian of Gaussian) 여과를 이용하여 처리하였으며, LOG 여과는 공간여과의 한 종류로써 경계부위를 2차미분한 값으로 나타내어 영상의 경계만을 실선으로 묘사하여 영상분할(image segmentation)하였다. 다른 공간여과인 경사연산자(gradient operator)는 규칙적인 영상에서 사용하기 적당하며, 주파수여과는 영상을 주파수 형식으로 변환하고 다시 영상으로 변환하는 과정에서 시간소모가 많아 제외하였다. 또한 얻어진 경계부위를 평활화하여 부드럽게 하였으며 경계부위는 cubic spline법을 이용하였다.

디지털 영상획득장치에 의해 형성된 영상에 대하여 7가지 보간법을 시행한 후 각각의 영상장치로부터 얻은 영상의 SNR값은 그 차이가 있었다. CDR영상과 film scan영상에서는 7가지 보간법간의 차이는 없었으나 Digora영상에서는 면적합모델법과 nearest neighbor법이 다른 5가지 보간법과 그 차이가 있었다. CDR에서 얻은 영상 중 0.06초나 0.40초등 적정 노출시간보다 높거나 낮은 노출시간에 의해 형성된 영상의 화소값이 전체 화소값 배열에서 한쪽으로 편중된 화소값을 가지고 있었지만 7가지 보간법에서의 차이는 없었다. Hayakawa등(1996)³²⁾의 연구에서는 CDR의 경우 과노출된 영상은 대등화효과를 적용시킬 수 없다고 하였으며, 적은 노출시간에서는 SNR값의 소실없이 화소값을 적정화시킬 수 있다고 하였다. 관전압의 변화에 의해 형성된 영상을 대상으로 보간법을 시행한 경우 면적합모델법과 nearest neighbor법에서만 관전압 변화에 따른 SNR값의 차이가 있었다. 관전압이 높아지면 개개 화소의 화소값은 증가하게 된다. 면적합모델법은 2차원 평면에서 나타나는 화소

값을 기준으로하여 보간법을 시행하며, 비선형보간법은 인접 4개의 화소값을 기준으로 보간을 시행하고 다른 5가지 보간법에서는 선상으로 배열되어 있는 화소를 기준으로 시행하기 때문에, 이와 같은 결과를 얻은 것으로 사료된다.

디지털 영상에서 대조도 폭은 디지털 영상의 양자값인 bit 수에 의존한다. 농도의 변화가 완만하게 변하는 것이 중요하게 여겨지는 경우에는 양자값을 크게 하여주는 것이 좋다고 생각된다. 미세한 부분이 많은 경우에는 화소수를 증가시키는 것이 좋으나 영상의 주관적 평가시에는 어느 것이 최적이라고는 할 수 없으며 작업에따라 적절히 조절하는 것이 바람직하다고 사료된다. Pass등(1994)³³⁾은 D-감도필름과 6 bit와 8 bit로 영상이 표현되는 직접디지털구내방사선영상의 진단능을 평가하였는데 이들 사이의 차이는 없었지만 6 bit군에서 인위적으로 형성된 치주병변이 가장 잘 관찰되었다고 하였다. 일반방사선 사진상이나 전산화단층사진상, 자기공명영상 등의 대조도 해상력은 10-12 bit정도이며 일반적으로 모니터상에서 구분할 수 있고 표현되는 대조도 해상력은 8 bit 수준이다. Ishida등(1984)³⁴⁾은 일반방사선사진상의 아날로그-디지털 변환시 발생하는 정보의 손실은 극히 적은 양이며 디지털 영상의 대조도와 휘도 및 화소값을 임의로 조절할 수 있으므로 일반방사선사진상에서 발견하지 못한 미세한 병변도 관찰할 수 있다고 하였다. 디지털 영상은 시각적으로 보여지기 이전에는 이차원 배열의 데이터로써 존재한다. 이러한 이차원 배열의 데이터로 존재하는 과정에서 인간의 판독능을 향상시키기 위하여 영상의 잡음을 제거하고 구조물의 경계를 강조하고 대조도를 변화시킨다³⁵⁾.

본 연구에서는 보간법을 시행한 후 영상을 17인치 모니터를 이용하여 관찰하였다. 모니터의 상태는 관찰자에 의해 최적화하였으며 개개 영상별로는 조절하지 않았다. 모니터 상에 나타난 영상은 수치화 되어있는 영상정보가 디지털-아날로그 변환 후 모니터 상에 나타난다. M ϕ

ystad등(1994)³⁶⁾은 다양한 크기의 모니터에 영상처리 없이 나타내어진 영상과 원영상을 대상으로 한 연구결과 임상경험이 많은 관찰자군에서 크기가 작은 모니터에서의 진단능이 높았다고 하였으며, 모니터의 크기 증가와 진단능 감소와의 차이는 통계학적 유의성이 없었다고 하였다. 이들의 연구에서는 치근단방사선영상과 교합방사선영상을 대상으로 하였으며 경험이 많은 군에서 작은 모니터를 대상으로 한 관찰은 작은 크기의 필름에 대한 판독 경험이 많았기 때문이라고 하였으며 모니터 크기가 커지는 것은 마치 영상을 확대하는 효과와 유사하다고 하였다.

Furkurt등(1992)³⁷⁾은 인위적으로 형성된 병소를 대상으로 한 필름영상과 직접 디지털방사선 촬영시스템의 진단능에 대한 연구에서 이들 사이의 차이는 없으며 디지털 영상의 확대는 진단능을 향상시킨다고 보고하였다.

일반적으로 방사선학 분야에서 권고되는 모니터의 제원은 1k×1k 이상의 화소배열과 필름 크기와 유사한 모니터 크기를, 또한 모니터 자체의 대조도 휘도 조절 및 모니터의 깜박거림이 최소화야하며 이러한 모니터로 관찰시에 최대의 진단능을 보인다.

본 연구에서는 대상으로 한 필름이나 영상의 크기보다는 큰 모니터상에서 관찰하였다. 관찰자의 주관적 인식 능력은 작은 치근단방사선사진상에 익숙해져 있어서 17인치 크기의 모니터에 나타난 영상은 확대된 효과를 보인 것으로 사료된다³⁸⁾.

본 연구에서 시행된 보간법은 영상 재구성을 해주는 변환기능이라고 가정할 때 원영상과 변환된 영상 사이의 차이를 MTF를 이용하여 평가할 수 있다. MTF³⁹⁾는 입력되는 영상의 정현파 변조에 대해 출력되어 나오는 영상의 정현파 변조를 정량적으로 비교하는 방법으로 그값이 1에 가까울수록 영상시스템의 효율성이 높다고 평가한다. MTF는 주로 영상시스템의 최종 평가방법으로 이용되고있다. MTF를 이용한 영상의 고주파성분 비교에서 선형보간법과 다른 6가지 보간법에

서 얻은 MTF계수값은 차이가 있었다.

본 연구에서 7가지 보간법들의 계산속도는 펜티엄 MMX (166MHz) 중앙연산장치에서 얻은 결과이다. 영상의 질과 관계없이 알고리즘에 따라 처리속도가 나타났으며 영상을 4배나 8배 확대한 경우 비선형보간법을 제외한 나머지 방법들은 실시간(real time)내에 관찰자에게 확대된 영상을 제공하였다.

디지털치근단방사선영상의 질을 결정하는 여러 요소는 서로 복잡한 관계를 갖고 있다. 촬영조건이나 영상장치에 따라서 영상의 질은 많은 영향을 받는다. 본 연구에서 시행한 SNR, MTF의 평가는 영상의 물리적 평가이며 이러한 물리적 평가만으로는 영상의 질을 완전히 평가할 수 없고 관찰자에 의한 평가가 포함될 때 영상에 대한 종합적인 평가를 할 수 있다고 사료된다. ROC 분석법⁴⁰⁻⁴²⁾은 의료영상의 진단능 평가를 위한 수단으로 이용되어왔다.본 연구에서는 영상의 개선 정도를 ROC 분석법을 이용하여 평가하였다. 면적합모델법, nearest neighbor법, 비선형보간법 및 선형보간법들을 이용한 영상에 대하여 관찰자들은 개선되지 않았다는 성향이 높아 이 4가지 방법들은 관찰자에게 충분한 진단정보를 줄 수 없는 것으로 사료된다. 반면 SNR이나 MTF에서 높은 값을 얻은 나머지 3가지 방법은 영상이 개선되었다는 성향이 높았다. 이러한 결과는 보간법을 이용한 영상의 개선정도가 관찰자에게 충분한 진단정보를 줄 수 있을 만큼 개선된 것으로 사료된다.

따라서 본 연구결과는 향후 디지털치근단방사선영상의 진단능을 향상시키기 위해서는 cubic convolution법, cubic spline법, gray segment expansion법 등을 이용하는 것이 영상의 진단능 향상에 도움을 줄 수 있을 것으로 사료된다. 그러나 gray segment expansion법은 알고리즘 수행시간이 길어 알고리즘 수행시간을 줄일 수 있는 방법이 개발되어야 할 것으로 사료된다.

V. 결론

CDR, Digora, Ektaspeed plus film scan 등의 디지털영상장치로부터 얻은 디지털치근단 방사선영상을 대상으로 선형보간법, 비선형보간법, 면적합모델법, nearest neighbor, cubic convolution, cubic spline, gray segment expansion법의 7가지 보간법을 시행하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 7가지 보간법 중 cubic spline법에서 SNR값이 가장 컸고(75.96dB), 면적합모델법에서 SNR값이 가장 작았다(72.44dB).
2. CDR, Digora 및 film scan영상에서 얻은 SNR값은 차이가 있었다($P < 0.05$).
3. 7가지 보간법 모두에서 60kVp와 70kVp의 관전압 차이에 따른 SNR값의 차이가 있었다($P < 0.05$). 60kVp에서는 면적합모델법과 나머지 6가지 보간법간의 SNR값의 차이가 있었으나($P < 0.05$), 70kVp에서는 7가지 보간법간의 SNR값의 차이는 없었다($P > 0.05$).
4. 선형보간법과 나머지 6가지 보간법에서 얻은 MTF계수값은 차이가 있었다($P < 0.05$).
5. 알고리즘 수행시간은 nearest neighbor법이 가장 빠르게 계산되었으며, 비선형보간법이 가장 느리게 계산되었다.
6. ROC 평가에서 cubic convolution, cubic spline, gray segment expansion법이 보다 좋은 상을 보였다.
7. Gray segment expansion법이 7가지 보간법 중 경계부위를 가장 잘 나타내었다.

본 연구의 결과는 향후 이를 상용화된 디지털 방사선촬영장치 내에 내장시켜 이용함으로써 최대의 진단정보를 얻는데 도움을 줄 수 있을 것으로 사료된다.

참고 문헌

1. Wenzel A, Gröndahl HG: Direct digital radiography in dental office. *International Dental J* 45:27-34, 1995.
2. Khademi JA: Digital images and sound. *J Dental evaluation* 60(1):41-46, 1996.
3. Shroot MK, Russell CM, Potter BJ, Powell BJ, Hildebolt CF: Digital enhancement of radiographs. Can it improve caries diagnosis? *JADA* 127(4):469-473, 1996.
4. 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* 82:344-350, 1996.
5. 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* 82: 585-589, 1996.
6. Gose E, Johnsonbaugh R, Jost S: Pattern recognition and image analysis. Prentice Hall PTR pp. 282-286, 1996.
7. Gonzalez RC, Woods RE: Digital image processing. pp. 413-478, Addison-Wesley, 1993.
8. Netravali AN, Haskell BG: Digital pictures, representation, compression and standards. 2nd ed, pp. 10-13, Plenum Press, 1995.
9. Welander U, Nelvig P, Tronje G, McDavid WD, Dove SB, Møner AC et al: Basic technical properties of a system for direct acquisition of digital intra-oral radiographs. *Oral Surg* 75:506-516.

- 1993.
10. Benn DK: A computer assisted method for making linear radiographic measurements using stored region of interest. *J Clin Periodontol* 19:441-448, 1992.
 11. 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* 76:510-518, 1993.
 12. 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*. 76:502-509, 1993.
 13. 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 bite wing images. *J Periodontol* 61:623-632, 1990.
 14. Robertson DD, Yuan J, Wang G, Vannier MW: Total hip prosthesis metal artifact suppression using iterative deblurring reconstruction. *J Comput Assist Tomogra* 21(2):293-298, 1997.
 15. Berkhoff AP, Huisman HJ, Thijssen JM, Jacob EMGP, Homan RJF: Fast scan conversion algorithms for displaying ultrasound sector images. *Ultrasonic Imaging* 16:87-108, 1994.
 16. Eddy WF, Fitzgerald M, Noll DC: Improvement image registration by using Fourier interpolation. *Magn Reson Med* 36:923-931, 1996.
 17. Rieder SJ, Kruger RA: Intravenous digital subtraction. A summary of recent developments. *Radiol* 147:633-638, 1983.
 18. Kruger RA, Miller FJ Jr, Nelson JA, Liu PY, Bateman W: Digital subtraction angiography using a temporal bandpass filter; Associated patient motion properties. *Radiol* 145:315-320, 1982.
 19. 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* 223:25-34, 1996.
 20. Farman AG, Scarfe WC, Schick DB, Rumack PM: Computed dental radiography evaluation of a new charge-coupled device-based intra-oral radiographic system. *Quintessence Int* 26:399-404, 1995.
 21. Luostarinen T, Tammissalo T, V h t lo K, Tammissalo E: Comparison of intra-oral digital and film radiography for diagnosis of periapical bone lesions. Proceedings of the Third Symposium on Digital Imaging in Dental Radiology. *Dentomaxillofac Radiol* 24(2):67-106, 1995.
 22. Haralick RM, Shapiro LG : Computer and Robot Vision. Vol 1, pp 371 - 449, 1992.
 23. Wang Y, Bhattacharya P: On parameter-dependent connected components of gray images. *Pattern Recognition* 29(8):1359-1368, 1996.
 24. Mol A, Stelt PF: Digital image analysis for the diagnosis of periapical bone

- lesion: A preliminary study. *Int Endodon J* 22:299-302, 1989.
25. Jackson PH, Dicson GC, Birnie DJ: Digital image processing of cephalometric radiographs: A preliminary report. *Br J Orthodon* 12:122-132, 1985.
 26. Parker JA, Kenyon RV, Troxel DE: Comparison of interpolating method for image resampling. *IEEE Trans Med Imaging MI* 2(1):31-39, 1983.
 27. Schreiner S, Paschal CB, Galloway RL: Comparison of projection algorithms used for the construction of maximum intensity projection images. *J Comput assist Tomogra* 20(1):56-67, 1996.
 28. Allebach J, Ping WW: Edge-directed interpolation. *IEEE international conference on image processing*. 707-710, 1996.
 29. Carrato S, Ramponi G, Marsi S: A simple edge sensitive image interpolation filter. *IEEE international conference on image processing* 711-714, 1996.
 30. Key RG: Cubic convolution interpolation for digital image processing. *IEEE Trans Acoustic Signal Processing* 6:1153-1160, 1981.
 31. Maeland E: On the comparison of interpolation methods. *IEEE Transac Med Imaging* 7(3):213-217, 1988.
 32. Hayakawa Y, Farman AG, Scarfe WC, Kuroyanagi K: Technical report: Processing to achieve high-contrast images with computed dental radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 25:211-214, 1996.
 33. Pass B, Furkart AJ, Dove SB, McDavid WD, Gregson PH: 6-bit and 8-bit radiography for detecting simulated periodontal lesions. *Oral Surg* 77:406-411, 1994.
 34. Ishida M, Doi K, Loo LN, Metz CE, Lehr JL: Digital image processing: Effect on detectability of simulated low contrast radiographic patterns. *Radiol* 150:569-575, 1984.
 35. Stelt PF: Computer-assisted interpretation in radiographic diagnosis. *Dental Clinics of North America* 37(4):683-696, 1993.
 36. Møystad A, Svan s DB, Larheim TA, Gröndahl HG: The effect of cathode ray tube display format on observer performance in dental digitized radiography; comparison with plain films. *Dentomaxillofac Radiol* 23:206-210, 1994.
 37. Furkart AJ, Dove SB, McDavid WD, Nummikoski P, Matteson S: Direct digital radiography for the detection of periodontal bone lesion. *Oral Surg* 74:652-660, 1992.
 38. Stelt PF : Inference systems for automated image analysis. *Dentomaxillofac Radiol* 21:180-183, 1992.
 39. Williams D: What is MTF and why should you care? *RLG Digi News* 2:1. Kodak Co.
 40. Metz CE: Basic principles of ROC analysis. *Seminars in Nuclear Medicine* Vol VIII No.4, 1978.
 41. Goodenough DJ, Rossmann K, Lusted LB: Radiographic applications of Receiver Operating Characteristic (ROC) curves. *Radiol* 110:89-95, 1974.
 42. Zweig MH, Campbell G: Receiver-Operating Characteristic (ROC) plots: A fundamental evaluation tool in clinical medicine. *Clin Chem* 39(4):561-577, 1993.

-ABSTRACT-

A Study on the Improvement of Digital Periapical Images using Image Interpolation Methods

Nam-Kyu Song, Kawng-Joon Koh

*Department of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, and Institute of Oral Bio Science
Chonbuk National University*

Image resampling is of particular interest in digital radiology. When resampling an image to a new set of coordinate, there appears blocking artifacts and image changes. To enhance image quality, interpolation algorithms have been used. Resampling is used to increase the number of points in an image to improve its appearance for display. The process of interpolation is fitting a continuous function to the discrete points in the digital image.

The purpose of this study was to determine the effects of the seven interpolation functions when image resampling in digital periapical images.

The images were obtained by Digora, CDR and scanning of Ektaspeed plus periapical radiograms on the dry skull and human subject. The subjects were exposed to intraoral X-ray machine at 60kVp and 70 kVp with exposure time varying between 0.01 and 0.50 second. To determine which interpolation method would provide the better image, seven functions were compared : (1) nearest neighbor (2) linear (3) non-linear (4) facet model (5) cubic convolution (6) cubic spline (7) gray segment expansion.

And resampled images were compared in terms of SNR(Signal to Noise Ratio) and MTF(Modulation Transfer Function) coefficient value.

The obtained results were as follows :

1. The highest SNR value(75.96dB) was obtained with cubic convolution method and the lowest SNR value(72.44dB) was obtained with facet model method among seven interpolation methods.
2. There were significant differences of SNR values among CDR, Digora and film scan($P < 0.05$).
3. There were significant differences of SNR values between 60kVp and 70kVp in seven interpolation methods. There were significant differences of SNR values between facet model method and those of the other methods at 60kVp($P < 0.05$), but there were not significant differences of SNR values among seven interpolation methods at 70kVp($P > 0.05$).

4. There were significant differences of MTF coefficient values between linear interpolation method and the other six interpolation methods($P < 0.05$).
5. The speed of computation time was the fastest with nearest neighbor method and the slowest with non-linear method.
6. The better image was obtained with cubic convolution, cubic spline and gray segment method in ROC analysis.
7. The better sharpness of edge was obtained with gray segment expansion method among seven interpolation methods.

Key words : image resampling, digital periapical radiograms, interpolation methods

Explanation of figures

Fig. 4.1 Original image (Digora 70 kVp, 0.16sec)

Fig. 4.2 Camera model of original image

Fig. 4.3 Nearest neighbor interpolation

Fig. 4.4 Linear interpolation

Fig. 4.5 Non-linear interpolation

Fig. 4.6 Facet model interpolation

Fig. 4.7 Cubic convolution interpolation

Fig. 4.8 Cubic spline interpolation

Fig. 4.9 Gray segment expansion interpolation

사진부도

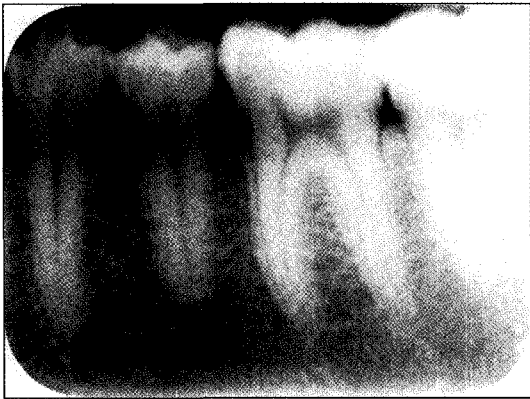


Fig 4.1



Fig 4.2

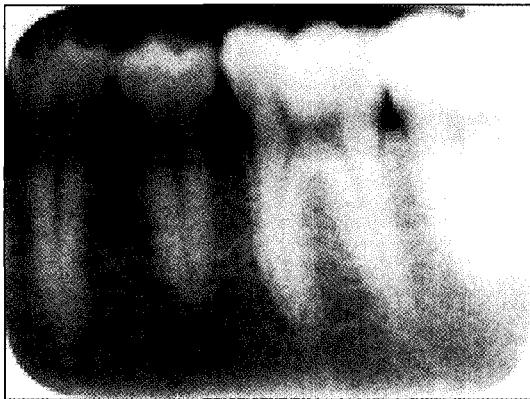


Fig 4.3

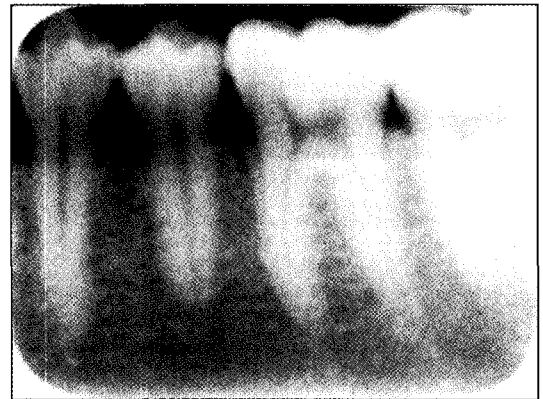


Fig 4.4

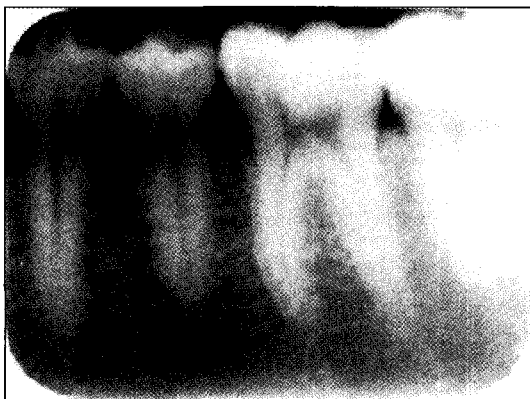


Fig 4.5



Fig 4.6

사진부도

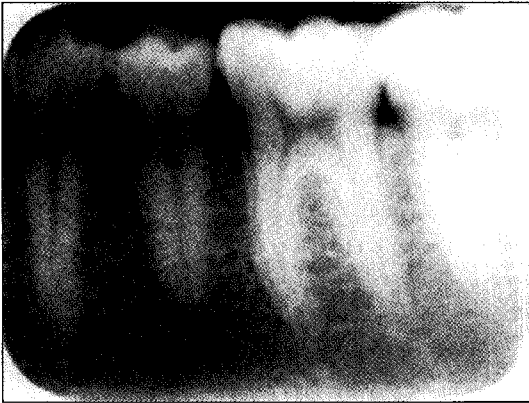


Fig 4.7

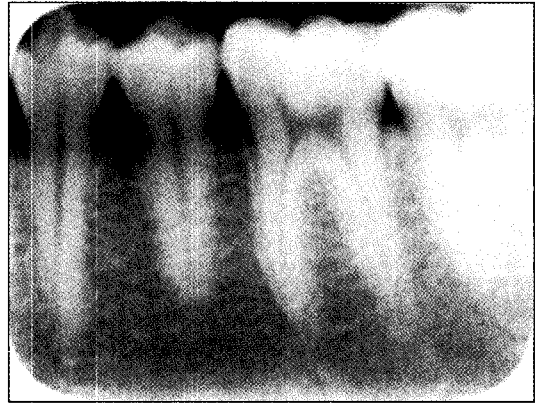


Fig 4.8

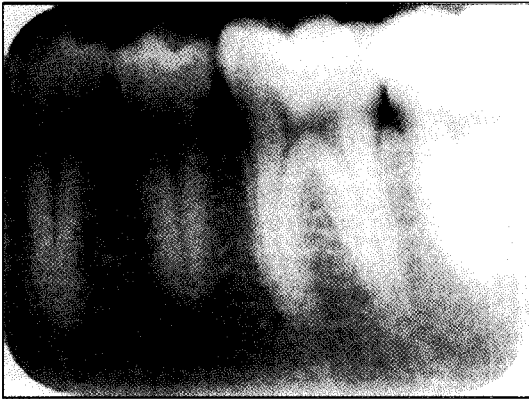


Fig 4.9