

경제강조 보간법을 이용한 디지털방사선사진상의 개선에 관한 연구

전북대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실

송남규 · 고광준

목 차

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록
- 사진부도

I. 서 론

영상진단의 주된 목적은 방사선사진 정보를 이용하여 관찰자가 대상을 정확히 판단하고 그 대상으로부터 최대한의 진단정보를 얻어내는 데에 있으며 방사선사진상의 판독은 관찰자의 영상 식별능력에 의존한다.

진단영상은 크게 아날로그영상과 디지털영상으로 나눌 수 있고 아날로그영상은 연속되는 빛의 세기나 인체를 투과하는 방사선투과량의 변화에 따른 광학계와 필름의 반응정도를 나타낸 것이다. 관찰자가 아날로그영상을 진단하기 위해서는 판독가능한 방사선사진으로 현상할 필요가 있다. 그런데, 방사선사진으로 현상된 영상은 일부분을 강조하거나 확대

하는 것이 불가능하다. 한편 디지털영상은 빛의 세기나 방사선투과량의 변화에 따른 반도체 소자의 감응정도를 디지털로 변환하여 기억장치에 저장한 것이다. 또한 관찰자가 디지털영상을 진단하기 위해서는 컴퓨터의 모니터를 통하여 화면에 영상을 나타내거나, 사진으로 프린트하여 볼 수 있다. 디지털영상은 영상의 일부분을 강조하거나 확대할 수 있다는 장점이 있으며, 관찰자가 아날로그영상에서는 관찰이 불가능하였던 부분 및 병소를 영상처리 기법을 이용하여 관찰함으로써, 정확한 진단을 내릴 수 있다. 또한 디지털영상은 기록 매체상에 존재하지 않고 정보의 형태로 존재하므로 컴퓨터를 기반으로 한 의료 데이터베이스 구성에 사용될 수 있는 장점도 있다.

디지털영상은 화소(pixel)라는 기본단위들이 바둑판 모양의 배열을 가지고, 각각의 화소에 일정한 농도값(gray level)을 정수로 갖는 영상이다¹⁾. 이러한 디지털영상은 동일한 영상을 같은 처리 프로그램으로 처리시 항상 동일한 영상을 얻을 수 있다는 재현성, 표본추출에 의한 정확한 정량화, 영상처리 기법에 따른 영상의 변화성이 있으며 저해상도의 영상으로부터 고해상도의 영상까지 다양한 영상을 얻을 수 있다. 디지털영상 구성은 $S_x \times S_y$ 개의 화소로 이루어지고 각 화소는 M bit의 양자화 값이 정해진다. 이러한 값에 영상은 0과 1의 디지털

형태로 저장되고, 모니터 상이나 다른 출력매체를 이용하여 나타내어진다.

아날로그영상의 해상력은 감광유제 내에 있는 입자(grain)의 크기와 영상의 대조도에 의해 좌우되며, 특정 부위의 확대영상을 얻고자 할 때는 광학계의 도움이 요구된다. 이에 반해, 디지털영상의 해상력은 화소의 크기 및 화소의 수에 의해 좌우되고 특정 부위의 영상확대시에는 광학계의 도움을 받지 않고 저해상도 영상과 영상처리 기법을 이용하여 해상도를 높일 수 있다. 이 때, 확대되는 영상의 화소수는 원 영상의 화소수에 확대율의 제곱이 된 수를 가지며 새롭게 확대되는 영상 화소의 농도값은 원 영상의 화소의 농도값을 이용하여

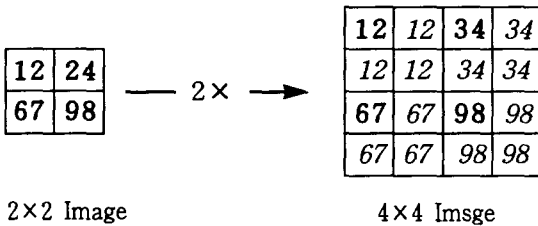


Fig. 1. Image magnification by pixel replication

재구성된다.

가장 간단한 영상의 확대방법으로 Fig.1에서와 같이 화소복사에 의한 확대방법이 있다. 이 경우 N배로 확대한 영상의 화소값은 Fig.1에서의 이탤릭체와 같이 원 영상의 화소값을 입방형의 형태로 단순히 복사시킨다. 이 방법은 확대된 영상의 확대부위에서 연속적인 상보다는 계단 격자상을 보여 영상의 왜곡을 나타낸다. 이러한 점을 보완하기 위한 방법 중 하나로서 보간법(interpolation)이 있으며 이것은 원 영상의 화소값들의 관계를 이용하여 확대영상의 화소값을 새롭게 지정함으로써 확대영상의 격자상의 왜곡을 최소화 할 수 있는 방법이다⁹⁾.

최근 방사선학 분야에서 디지털방사선사진 촬영장치가 많이 개발되고 있으며, 보다 정확한 진단을 위한 유용한 도구로 이용되고 있다⁹⁾. 이러한 장치들에는 간단한 영상처리 프로그

램들이 내장되어 있으며, 이 도구들은 영상을 실제와 가깝게 또는 쉽게 판독할 수 있도록 해 주는 기능을 가지고 있다. 일반적으로 방사선사진상에서 정상적인 해부학적 구조물과 흑백농도의 급격한 차이를 보이는 병변의 경계부위에서 보다 많은 진단정보를 얻을 수 있다.

디지털영상에서의 경계는 인접화소와 정수값의 차가 큰 부위이다. 이러한 부위들은 진단적 가치때문에 영상처리에 왜곡을 최소화하여야 한다. Hildebolt등(1992)⁶⁾은 Macintosh 개인용 컴퓨터 내에서 운용되는 프로그램을 이용한 영상강조기법으로 치조정과 법랑백악질 경계부위의 거리를 측정하였으며 이러한 기법은 영상을 관찰하기 쉽게하며 계측을 용이하게 한다고 보고하였다. 상용화되고 있는 직접 디지털방사선사진 촬영장치에는 영상을 입력하는 기능과 처리하는 기능이 내장되어 있으며 이 기능은 영상의 판독능력의 향상과 다른 진단적 가치들을 제공한다⁷⁻¹⁰⁾. 이 기능 중 하나인 경계강조 기능에는 경계강조 filter와 경계smoothing filter가 있고 이들을 이용하여 영상의 경계부위를 선명하게 할 수 있으며 병변과 정상조직 사이의 경계를 쉽게 나타낼 수 있다¹¹⁾. Mol과 Stelt(1989)¹²⁾는 치근단방사선사진상에서 경계탐색 기법을 이용하여 병소의 경계를 묘사하는 방법을 연구하였다.

Hildebolt등(1990)¹³⁾은 디지털영상의 경계강조 기법을 이용한 치조골부위 골결손의 정량적 평가에서 건조두개골상과 교익방사선사진상, 영상처리 전 디지털영상보다 디지털영상이 더 정확하다고 하였다. Wenzel 과 Hintze(1993)¹⁴⁾는 다양한 치과질환을 나타내는 직접디지털방사선사진상에 대한 치과외과의 인지도 연구에서 영상처리는 관찰자의 업무내용에 따라 선택되어져야 한다고 하였다.

두경부영역의 디지털영상처리의 진단적 가치를 극대화하기 위하여 관심영역을 확대하고 이때 발생하는 영상의 변화 또는 확대된 상에 대한 진단능력 평가는 미흡한 실정이다. 이에 저자는 디지털영상 처리기법 중 하나인 보간법을 이용하여 계수화된 치근단방사선사진상을 확대하고 이때 발생하는 결점을 보완함으로써 향후 디지털영상의 활용에 도움을 주고

자 본 연구를 시행하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 디지털영상 획득

1) 연구재료

치아우식증이나 악골내 병소가 없으며, 법랑 백악질경계부에서 1.5mm 이내의 정상적인 치조골을 보이는 사람 건조하악골을 대상으로 하였다. 건조하악골내 치간 치조골에 전동연마기를 이용하여 인위적인 치조골결손을 부여하였다.

2) 방사선사진 촬영

방사선사진 촬영은 관전압 70kVp, 관전류 8mA, 충여과 2.5mmAl인 IRIX 708 방사선 발생장치(Trophy Co. France)를 이용하였다. 노출시간은 0.24, 0.28, 0.34, 0.42, 0.50sec 단계로 하였으며 피사체와 관구와의 거리는 40cm이었고 대상물에 대하여 4번씩 촬영하였다. 피사체에 대한 촬영은 CDR (Computed Dental Radiography, Schik Technology Inc. NY, USA)를 이용하였다. CDR의 CCD감지기는 346×192mm의 감지 지역과 720×400의 화소배열과 48×48 μm의 화소크기를 가지고 있으며, 정보처리는 12bit로 시행되나 monitor상에는 8bit로 나타난다. CDR에서 얻은 개개의 디지털영상은 288,000byte 크기의 영상 file로 저장되었으며 내장된 프로그램으로 아무런 영상처리없이 저장하였다. 획득된 20개의 디지털영상을 대상으로 영상처리 기법을 시행하였다.

2. 영상처리

영상처리는 진단의 중요한 정보가 되는 경계 검출과정과 낮은 해상도의 원 영상과 경계 정보를 이용하여 영상을 확대하는 영상자료의 보간과정의 두 단계로 분류할 수 있다.

본 연구에서는 영상처리에 의해 확대된 영상의 결과를 평가하기 위하여, 먼저 CDR에서 얻은 영상의 양변을 1/4배로 축소하였다. 그 후 축소된 영상을 여러가지 보간법에 의하여

4배 확대하고 원 영상과 비교, 평가하였다.

1) 경계검출(edge detection)

영상의 경계부분은 급격한 흑백농도의 차이를 나타낸다. 이러한 경계부위들을 찾아내는 방법에는 공간 mask filter를 이용하는 방법과 frequency filter를 이용하는 방법으로 나눌 수 있다. 본 연구에서는 LOG(Loaplacian of Gaussian) filter를 이용하여 4배 확대된 영상의 경계를 검출하였다. LOG filter는 경계 이외의 노이즈를 제거하는 특성을 가지고 있으며, 정확한 경계검출에 사용되는 공간 mask filter이다. 찾아진 경계는 모니터상에 표현되며, 이 자료를 근거로 원 영상을 확대하였다.

2) 영상자료의 확대 보간(interpolation)

영상을 확대 보간하는 방법에는 여러가지 영상 처리기법이 있지만, 본 연구에서는 영상의 비교, 평가를 위하여 다음의 세가지 방법을 사용하였다.

방법1 : 단순한 원 영상의 화소복사에 의한 확대 보간

방법2 : 선형 보간법을 이용한 축소된 영상의 확대 보간

방법3 : 경계강조 보간법을 이용한 확대 보간

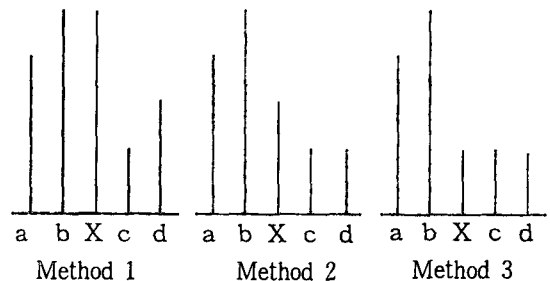


Fig. 2. The methods of interpolation

Fig.2는 영상을 2배로 확대할 경우 세가지 확대 보간법의 차이를 나타내고 있다. 여기에서 보간되는 화소값은 X이다. 방법 1에서 X의 화소값은 주위 화소값인 b를 단순히 복사하는 방법이다. 이 방법으로 확대된 영상은 계

단형 격자의 왜곡을 나타낸다. 방법 2는 선형 보간법으로서 X의 화소값은 주위의 화소값인 b와 c 값의 평균값을 사용하였다. 이 방법은 방법 1의 계단형 격자의 왜곡을 제거할 수 있는 반면에 진단시 중요한 정보가 되는 경계를 smoothing하여 제거하는 효과를 나타낸다. 방법 3은 전단계에서 찾아낸 경계정보를 근거로 경계부위와 경계부위가 아닌 부위에 따라 보간법을 다르게 적용하여 상을 확대한다. 먼저 경계가 아닌 부위는 선형보간법을 시행하였으며, 경계부위는 비선형보간법을 적용하였다. 선형보간법은 인접한 두 화소를 기준으로 새롭게 정해야 될 화소값을 인접 두 화소값의 평균으로 취하는 방법이다. 비선형보간법은 새롭게 정해야 될 화소의 동축상에 있는 인접 4개의 화소값(양측 두개)을 기준으로 한다. 이 방법은 인접한 4개의 화소값 (a, b, c, d)을 이용하여 새로이 정해질 값을 X라 하고 X값이 b와 c사이에 놓여진다고 가정하면 $X = \mu b + (1 - \mu)c$ 로 정하여지며 $\mu = (K(c-d)^2 + 1) / (K((a-b)^2 + (c-d)^2) + 2)$ 이다. K는 가중치로 K=0일때는 선형보간법이 적용되는 것과 같은 효과를 나타낸다. 방법 3은 방법 1의 계단형 격자의 왜곡을 제거할 수 있으며, 방법 2의 경계정보의 smoothing효과를 제거할 수 있다.

보간법을 시행한 영상의 평가는 영상처리 전 영상과 1/4배 축소하여 다시 화소를 복사한 방법 그리고 선형보간법, 비선형보간법을 이용하여 확대된 영상과의 차이, 즉 PSNR(Peak Signal to Noise Ratio)로 평가하였다. 또한 관찰자의 육안 관찰도 시행하였다.

III. 연구성적

실험은 20매의 치근단방사선사진상을 이용하였다. 이 영상은 가로 720화소, 세로 400화소의 크기로 256단계의 그레이 레벨로 표현된다. Fig.3은 실험에 사용된 기본영상이며 Fig.4는 보간법 알고리즘을 적용하기 위하여 카메라 모델을 이용하여 1/4배로 축소된 영상이다. Fig.5, Fig.6 그리고 Fig.7은 Fig.3을 여러가지 보간법을 이용하여 4배로 확대한 영상이다. Fig. 5는 단순한 화소의 복사를 이용한 결과로

서 격자 계단효과의 단점을 볼 수 있다. Fig.6은 선형보간법을 이용한 결과로서 격자 계단효과의 왜곡을 제거할 수 있지만, 치근단방사선사진상의 관찰에 주로 참고가 되는 치조골과 치근 및 치주인대부의 경계부위가 smoothing됨을 알 수 있다. Fig.7은 제안한 경계정보를 강조한 방법의 결과로서, Fig.9의 경계부분에 대하여서만 비선형보간법을 적용하고 그외의 부분에서는 선형보간법을 적용하였다. 여기에서 Fig.7은 Fig.6에 비교해서 경계부분에서 smoothing되는 단점을 극복할 수 있다. 제안된 보간법의 평가는 20매의 원 영상과 3가지 방법에 의하여 얻어진 영상을 대상으로 PSNR을 이용하여 이루어졌다. 화소복사를 이용한 방법, 선형보간법, 경계정보를 이용한 방법의 PSNR은 각각 29.5dB, 31.0dB 그리고 31.8dB이었다. 선형보간법과 경계정보를 이용한 보간법의 PSNR은 0.8dB의 작은 차이의 향상을 나타내었지만, 실제로 영상을 눈으로 관찰하였을 경우 치아와 치조골 경계부분에서 뚜렷하게 향상됨을 볼 수 있다. Fig.8은 Fig.3의 사각형부분에 해당되는 확대보간의 결과를 나타낸다. 4배 이상 확대할 경우 경계부분에서 다른 두가지 방법에 비교하여 경계강조 보간법을 이용한 방법이 경계 부근에서 크게 향상될 것으로 보인다.

IV. 총괄 및 고안

디지털영상의 기본단위는 화소이며¹⁵⁾, 화소의 크기는 영상의 해상력을 좌우한다. 디지털영상에 대한 관찰자의 인지도는 영상자체의 휘도나 대조도에 의하여 많이 좌우되고 대조도는 각 화소값의 차이에 의해 나타난다¹⁶⁾.

Kassebaum등(1989)¹⁷⁾은 Kodak EKTASCAN을 이용하여 치근단방사선사진상, 교의방사선사진상, 파노라마방사선사진상을 디지털영상으로 규격화하여 이들 영상에서 치근단병소, 인접면우식증 등의 진단능에 관한 평가를 하였으며 이들 연구에서 진단능은 디지털영상 처리 전 원 사진상에서 우수하였고 화소의 크기가 작아질수록 해상능이 증가되어 진단능이 좋아졌으나 화소크기가 200, 300, 400 μ m와 원

사진상에서의 진단능 차이에 대한 통계적 유의성은 없다고 하였다. Ohki 등(1994)¹⁸⁾의 연구에서는 아날로그 영상을 계수화하기 위한 과정에서 필요한 입력장치들과 화소의 크기, 회색도, 영상강조 등에 관한 연구에서 보다 정교한 입력장치와 영상처리과정 또는 화소의 크기가 작아질수록 진단능이 개선되었다고 하였다.

디지털 영상의 궁극적 목표는 원 영상을 구현하는데 있다. Mol¹⁹⁾은 병소의 경계를 추출하는 과정에서 영상내 잡음은 감소되며 병소의 존재여부를 쉽게 관찰할 수 있다고 하였다.

Jackson 등(1985)¹⁹⁾은 두부계측방사선사진상을 microdensitometer를 이용하여 디지털영상으로 입력한 후 영상처리를 시행하였다. 대조도 및 휘도의 조절, 수평성분과 수직성분에 따른 smoothing과 경계추출방법을 시행하여 일반방사선사진상과 영상처리를 한 후 영상을 비교하였다. 그 결과 영상처리 후에는 판독능이 향상되었으며, 계측점 선정이 용이하였다고 하였다. 또한 공간분해능을 1024×852화소로 하였을 경우 계측점 선정이 더욱 용이하였으며 회색도를 증가시켰을 때 구조물의 경계부위의 판독능이 낮은 대조도상에서 쉽게 판독가능하다고 보고하였다. Fujita 등(1987)²⁰⁾은 파노라마 방사선사진상의 microdensitometer를 이용한 디지털영상을 선형, 비선형 unsharp masking technique을 이용하여 영상처리한 후 원 영상보다 많은 개선을 보였다고 하였으며 흑화도가 낮은 부위에서 선형강조 기법이 비선형 기법보다 좋은 결과를 얻었으나 잡음과 오류가 나타났다. 또한 비선형 기법은 하악골체와 설골, 비강, 상악동경계 등에서 더욱 잘 적용되었다고 하였다. 이러한 방법은 공간주파수 강조방법으로 낮은 주파수 성분은 영상의 농도 분포가 둔한 골격체에 해당되고 높은 주파수 성분은 영상의 미세한 구조나 윤곽부분에 해당된다.

디지털영상에서 대조도 폭은 디지털영상의 양자값에 의존한다. 농도의 변화가 완만하게 변하는 것이 중요하게 여겨지는 경우에는 양자값을 크게 하여주는 것이 좋다. 미세한 부분이 많은 경우에는 화소수를 증가시키는 것이

좋으나 영상의 질 평가는 주관적 요소이기 때문에 어느것이 최적이라고는 할 수 없으며 작업에 따라 적절히 조절하는 것이 바람직하다고 사료된다. Pass 등(1994)²¹⁾은 D감도 필름과 6bit와 8bit로 상이 표현되는 직접디지털 구내방사선 촬영장치를 이용하여 진단능을 평가하였는데 이들 사이의 차이점에 대한 통계학적 유의성은 없지만 6bit군에서 인위적으로 형성된 치주병변이 가장 잘 관찰되었다고 하였다. 일반 방사선사진상이나 전산화단층사진상, 자기공명영상 등의 대조도 해상력은 10-12bit정도이다. 일반적으로 모니터상에서 구분 할 수 있고 표현되는 대조도 해상력은 8bit수준이다. Ishida 등²²⁾은 일반 방사선사진상을 아날로그-디지털 변환시 발생하는 정보의 손실은 극히 적은 양이며 디지털영상의 대조도와 휘도 및 화소값을 임의로 조절할 수 있으므로 일반 방사선사진상에서 발견하지 못한 까다로운 병변도 관찰할 수 있다고 하였다. 디지털영상은 시각적으로 보여지기 이전에는 수학적 모델로서 존재한다. 이러한 수학적 모델로 존재하는 과정에서 사람의 판독능에 최적으로 보여지게 하기 위하여 영상의 잡음을 제거하고 구조의 경계를 강조하며 대조도를 변화시켜 특징을 쉽게 인식하도록 한다²³⁾.

본 연구에서는 15인치 크기의 천연색 모니터를 통하여 흑백영상의 변화들을 관찰하였다. 모니터상에서 나타나는 영상은 디지털영상의 정보를 그대로 모니터상에 표시하는 것은 아니고 이 데이터를 디지털-아날로그 변환을 시킨 뒤 모니터상에 나타내진다. Moystad 등²⁴⁾은 다양한 크기의 모니터에 영상처리없이 나타내어진 영상과 원 사진을 대상으로 한 관찰자의 진단정확성에 관하여 임상경험이 많은 군에서는 작은 크기의 모니터에서 진단능이 높았다고는 하였으나, 모니터의 크기가 커지는 것과 진단능의 감소에 관한 통계적 유의성은 없다고 하였다. 또한 모니터의 화면크기의 증가는 마치 영상의 zooming 효과와 유사하다고 하였다. 이러한 확대효과는 디지털치근단방사선사진상에서 진단능을 향상시킨다고 Furkart 등은 보고하였다. 일반 방사선학분야에서 권고되는 모니터의 제원은 1024×1024 화소배열을 가지

고, 크기는 필름크기와 유사한 10인치 이상의 것이다. 디지털영상을 표현하는 모니터 자체의 대조도와 휘도를 조절 할 수 있어야하며 모니터의 깜박거림이 적게 느껴져야만 최대의 진단능을 얻을 수 있다.

$M \times N$ 영상을 확대한 $M' \times N'$ 영상은 원 영상에 지정된 화소수보다 확대율의 제곱으로 화소수를 갖게된다. 이러한 경우 화소복사(pixel replication)방법은 a화소의 화소값을 a' 화소군에 그대로 화소값을 적용하므로 확대된 영상은 격자 블록효과가 나타나 원 영상의 정보를 심하게 왜곡할 수 있다. 본 연구에서도 이 방법에서 격자 블록효과가 나타났다.

정수배 확대된 영상을 원 영상의 정보를 왜곡하지 않고 실제영상과 같게 하기 위하여 인접 화소값의 평균을 이용한 선형보간법을 이용하기도 한다. 이 방법의 경우에는 흑백의 농도차이가 없는 인접 화소의 화소값이 동일한 경우에 이용되며 그 값이 다른 경우 인접 두 화소의 평균값을 새로운 화소에 지정하게되어 원 영상에서 나타났던 영상의 경계등이 소실되는 결과를 보이게 된다. 일반 방사선사진상에서는 해부학적 구조물들이 흑백농도에 의해 묘사되고 있다. 이러한 경우 위와 같은 방법을 사용할 때에는 인접구조물들과의 경계가 불분명하여지며 상의 해상력은 급격히 감소된다. 본 연구에서 이 방법만 적용한 실험군에서는 경계부위가 smoothing되는 결과를 얻었으며 경계강조 보간법을 시행한 경우 인접 화소와 화소값의 차이가 없을 때 좋은 결과를 얻었다.

방사선사진상에서 인접구조물과 병소등의 흑화도차이에 의해 나타나는 경계는 진단에 매우 중요한 부위이다. 본 연구에서는 이러한 경계부위를 강조하면서 정수배 확대 할 영상의 보간법으로서 경계강조 보간법을 이용하였고 원 영상을 정수배 축소 후 LOG filter를 이용하여 경계를 묘사하였다. 이 LOG filter는 공간filter의 한 종류로서 경계부위를 2차 미분한 값으로 나타내어 영상의 경계만을 실선으로 묘사하여 주고²⁵⁻³⁰⁾이 과정을 영상분할(image segmentation)이라고 한다. 다른 공간filter인 경사연산자(gradient operator)는 규칙적인 영상에서 이용하기 적당하며, 주파수filter는 영상을

주파수 형식으로 변환하고 다시 영상으로 변환하는 과정에서 시간소모가 많아 본 연구에서는 제외하였다. 영상분할과정에서 얻은 경계 정보를 이용하여 경계부위의 보간법을 시행할 때 이 과정에서 새롭게 정해야 될 화소값은 동축방향 인접 4개의 화소값을 서로 비교하여 가중되어야 될 부분으로 가중치를 주어 시행하였다. 먼저 원 영상을 low-pass여과를 시행하면 경계부위가 약간의 smoothing효과를 보인다. 자료영상에서 동일 축상에 존재하는 화소 중에서 무작위로 추출하여 나온 4개의 화소값을 기준으로 상기 기술한 식에 의해 새로운 화소값이 정해진다. 경계가 아닌 부분에서는 선형보간법을 시행하였다. 본 연구에서는 방사선사진상에서 나타난 경계들이 강조되어져 나타났으며 영상의 정보손실은 적었다. Carrato등(1996)^{36,37)}의 연구에서도 육안 관찰에서는 현저한 상의 개선이 보였으며 PSNR 값은 선형보간법에 비하여 1dB정도 증가되어 본 연구의 결과와 유사하였다. 이러한 경계강조 보간법은 디지털치근단방사선사진상 뿐아니라 전체 디지털영상에서 관심영역(region of interest)을 확대하여 볼 수 있어 판독의 질이 향상될 수 있을 것으로 생각된다.

이상과 같이 디지털치근단방사선사진상의 진단능 향상을 위하여 영상처리방법 중 하나인 보간법으로 영상의 개선을 시도하였다. 진단능의 향상은 영상을 관찰할 수 있는 모니터와 영상처리 프로그램들이 관찰자에 의해 최적화(optimization)되었을 때 최대의 효과를 얻을 수 있다. 향후 영상의 확대등 영상처리, 모니터의 재원과 진단능의 관계에 대한 연구가 있어야 할 것으로 사료되며, 현재 치근단방사선 사진상에만 국한된 연구와 더불어 파노라마 방사선사진상 및 두부계측방사선사진상 등 치의학 분야에서 이용되는 구외방사선사진상의 디지털영상에 대한 연구도 이루어져야 할 것으로 사료된다.

V. 결 론

20매의 디지털치근단방사선사진상을 대상으로 화소복사법, 선형보간법 그리고 경계강조

보간법을 이용하여 영상확대를 시행한 후 이를 PSNR로 평가하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 화소복사법은 격자 블록효과가 나타나 상의 왜곡이 심하였다.
2. 선형보간법은 경계부위에 smoothing 효과가 나타났다.
3. 경계강조 보간법은 경계부위가 smoothing 되는 단점을 극복하였으며 치아 및 치조골 경계부위의 영상이 개선되는 결과를 보였다.

참 고 문 헌

1. Khademi JA: Digital images and sound. J Dental Education 60(1):41-46, 1996.
2. Gose E, Johnsonbaugh R, Jost S: Pattern recognition and image analysis, Prentice Hall PTR 1996, pp.282-286.
3. Gonzalez RC, Woods RE: Digital image processing. Addison-Wesley 1993, pp.413-478.
4. Netravali AN, Haskell BG: Digital pictures, representation, compression and standards, 2nd ed 1995, Plenum Press pp.10-13.
5. Wenzel A, Grondahl HG: Direct digital radiography in the dental office. International Dental J 45:27-34, 1995.
6. Hildebolt CF, Vannier MW, Gravier MJ, Shrout MK, Knapp RH, Walkup RK: Digital dental image processing of alveolar bone: Macintosh II personal computer software. Dentomaxillofac Radiol 21:162-169, 1992.
7. Nelvig P, Wing K, Welander U: Sens-A-Ray: A new system for direct digital intraoral radiography. Oral Surg 74:818-823, 1992.
8. Farman AG, Scarfe WC, Schick DB, Rumack PM: Computed Dental Radiography: Evaluation of a new charge-coupled device-based intraoral radiographic system. Quintessence Int 26:399-404, 1995.
9. Molteni R: Direct digital dental x-ray imaging with Visualix/VIXA. Oral Surg 76:235-243, 1993.
10. Gerard CH, Huiskens R, Stelt PF, Welander US, Stheeman SE: Image quality of direct digital intraoral x-ray sensors in assessing root canal length. The Radio Visio Graphy, Visualix/VIXA, Sens-A-Ray and Flash Dent systems compared with EKTA speed films, Oral Surg 78:125-132, 1994.
11. Wenzel A: Computer-aided image manipulation of intraoral radiographs to enhance diagnosis in dental practice: a review. Int Dental J 43:99-108, 1993.
12. Mol A, Stelt PF: Digital image analysis for the diagnosis of periapical bone lesions: a preliminary study. Int Endodon J 22:299-302, 1989.
13. Hildebolt CF, Vannier MW, Gravier MJ, Shrout MK, Pilgram TK, Province M et al: Periodontal disease morbidity quantification II. Validation of alveolar bone loss measurements and vertical defect diagnosis from digital bitewing images. J Periodontol 61:623-632, 1990.
14. 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 22:131-134, 1993.
15. Farman A, Scarfe WC: Pixel perception and voxel vision: constructs for a new paradigm in maxillofacial imaging. Dentomaxillofac Radiol 23:5-9, 1994.
16. Versteeg KH, Stelt PF: Effect of logarithmic contrast enhancement on subtraction images. Oral Surg 80:479-486, 1995.
17. Kassebaum DK, McDavid WD, Dove SB, Wagenner RG: Spatial resolution requirements for digitizing dental radiographs. Oral Surg 67:760-769, 1989.
18. Ohki M, Okano O, Nakamura T: Factors determining the diagnostic accuracy of digitized conventional intraoral radiographs. Dentomaxillofac Radiol 23:77-82, 1994.
19. Jackson PH, Dicson GC, Birnie DJ: Digital image processing of cephalometric radiographs: A preliminary report. Br J Orthodon 12:122-132, 1985.
20. Fujita M, Kodera Y, Ogawa M, Tanimoto K, Sunayashiki T: Digital image processing of dentomaxillofacial radiographs. Oral Surg 64:485-493, 1987.
21. 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.
22. Ishida M, Doi K, Loo LN, Metz CE, Lehr JL: Digital image processing: Effect on detectability of simulated low contrast radiographic patterns. Radiology 150:569-575, 1984.
23. Stelt PF: Computer-assisted interpretation in radiographic diagnosis 37(4):683-696, 1993.
24. Moystad A, Svanas DB, Larheim TA, Grondahl

- 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.
25. Allebach J, Ping WW: Edge-detected interpolation. *IEEE International Conference on Image Processing*. 707-710, 1996.
 26. Allebach JP, Wong PW: Magnifying digital image using edge mapping. 1995, Hewlett Packard Company
 27. Algazi VR, Ford GE, Potharlanka R: Directional interpolation of images based on visual and rank order filtering. *International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing 1991*, pp. 3005-3008.
 28. Ford GE, Estes RR, Chen H: Space scale analysis for image sampling and interpolation. *International Conference on Acoustic, Speech and Signal Processing 1992*, III:165-168.
 29. Schultz RR, Stevenson RL: Improved definition image expansion. *International Conference on Acoustic, Speech and Signal Processing 1992*, III:173-176.
 30. Ayazifar B, Lim JS: Pel-adaptive model based interpolation of spatially subsampled images. *International Conference on Acoustic, Speech and Signal Processing 1992*, III:181-184.
 31. Xue K, Winans A, Walowit E: An edge restricted spatial resolution algorithm. *J Imaging* 1-2, 1992.
 32. Jensen K, Anastassiou D: Subpixel localization and the interpolation of still images. *IEEE Trans Image Processing* 1995, 4:285-95.
 33. Schafer RW, Mersereau RM, Richard MA: Constrained iterative restoration algorithms. *Proc IEEE* 1981, 69:432-450.
 34. Natale FGB, Desoli GS, Guisto DD, Vernazza G: A spline-like scheme for least-squares bilinear interpolation. *International Conference on Acoustic, Speech and Signal Processing 1993*, V:141-144.
 35. Lee SW, Paik JK: Image interpolation using adaptive fast B-spline filtering. *International Conference on Acoustic, Speech and Signal Processing 1993*, V:177-180.
 36. Carrato S, Ramponi G, Marsi S: A simple edge-sensitive image interpolation filter. *IEEE International Conference on Image Processing 1996*, 711-714.
 37. Keys RG: Cubic convolution interpolation for digital image processing. *IEEE Trans Acoustic, Signal Processing* 1981, 6:1153-1160.

-ABSTRACT-

EDGE-DETECT INTERPOLATION FOR DIRECT DIGITAL PERIAPICAL IMAGES

Nam-Kyu Song, Kwang-Joon Koh

Department of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, Chonbuk National University

The purpose of this study was to aid in the use of the digital images by edge-detect interpolation for direct digital periapical images using edge-detect interpolation.

This study was performed by image processing of 20 digital periapical images: pixel replication, linear non-interpolation, linear interpolation, and edge-sensitive interpolation.

The obtained results were as follows :

1. Pixel replication showed blocking artifact and serious image distortion.
2. Linear interpolation showed smoothing effect on the edge.
3. Edge-sensitive interpolation overcame the smoothing effect on the edge and showed better image.

논문사진부도 설명

- Fig. 3 Preprocess image(720x400)
- Fig. 4 4 times reduced image(180x100)
- Fig. 5 Pixel replication
- Fig. 6 Bilinear interpolation
- Fig. 7 Edge detected interpolation
- Fig. 8 Comparison of three interpolating methods
- Fig. 9 Edge map

사진부도

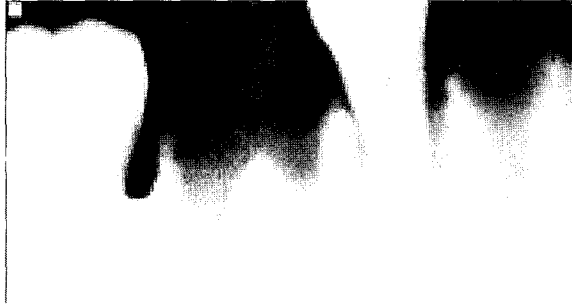


Fig3



Fig4



Fig5

사진부도



Fig6

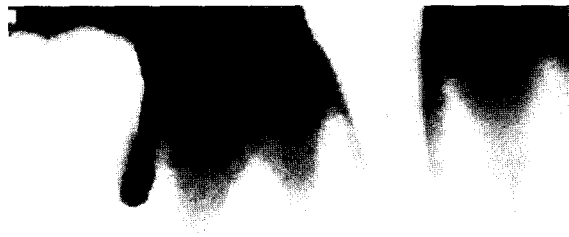


Fig7

사진부도

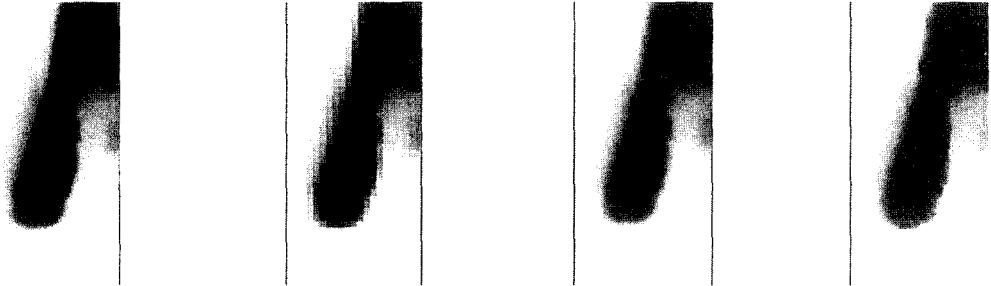


Fig8



Fig9