

# Fractal dimension과 2차원 푸리에변환을 이용한 수질골의 특성화에 관한 실험적 연구

원광대학교 치과대학 구강악안면방사선학 교실, 원광치의학 연구소

## 이 건 일

### I. 서 론

연령증가에 따른 골량의 감소는 모든 인구에서 발생하는 현상으로서 부위에 따른 차이를 보이고 있다. 골량의 최고치는 대개 성년 초기에 보이고 30 내지 35세경부터 골량의 감소를 보인다<sup>1)</sup>. 골주가 피질골에 비해서 비교적 우선 영향을 받아서 남자의 경우 매년 0.7%, 폐경기 이전의 여성의 경우 1.2% 정도의 골량감소를 보이고 골주의 변화를 비교적 잘보이는 골로는 척추, 골반, 늑골, 장골의 말단이 언급되어 진다. 피질골의 변화는 골주 변화 후 약 10년후부터 시작되는 것으로 보고되고 있으며 남녀 모두에서 매년 0.3-0.5% 정도의 골량감소를 보인다<sup>2)</sup>. 조직학적으로 골량의 감소는 피질골의 비박, 다공성의 증가, 골주수와 크기의 감소 등으로 관찰되어 진다.

일반적으로 골다공증의 방사선학적 변화는 특별한 조건과 부위에서 골주와 피질골의 방사선 투과상을 보인다. 예를 들면 폐경기로 인한 골다공증의 경우 척추의 방사선사진 관찰시 척추방향의 골주보다 수평방향의 골주가 더 많은 흡수양

상을 보여 결과적으로 수직방향 골주의 강조현상을 관찰 할 수 있다<sup>3,4)</sup>. 수골의 경우 골소실의 초기 변화는 장골의 말단에서 관찰되며 이 부위에서는 골주가 특히 많이 존재한다. 노인성 골다공증에서는 장골의 endosteal resorption이 주로 관찰되며 방사선 상으로는 피질골의 비박으로 나타난다<sup>5)</sup>.

많은 문헌에 골다공증의 여러 특징이 악골에서 나타나는 것으로 보고되고 있으며 상악과 하악의 기저골과 치조골이 골량의 소실을 보이는 대사성 질환에 잘 이환되는 것으로 보고되고 있다<sup>2,5-8)</sup>. 또한 나이와 연관된 치조골의 소실은 치아지지의 약화, 치근의 노출, 치아상실 등으로 이어진다고 믿어지고 있다<sup>1,9-11)</sup>.

Nedelman과 Bernick<sup>12)</sup>은 고령의 남자와 여자의 무치악골을 조사하여 매우 얇아진 피질골과 성긴 골주를 발견하였고 이때 특히 여자가 남자보다 더욱 영향을 많이 받는다고 하였다. 방사선학적으로 악골의 노인성 골다공증은 전반적으로 감소된 방사선불투과도와 성긴 골주를 특징으로 하고 있다<sup>13)</sup>.

골석회화 정도의 방사선학적 정량평가는 전통적으로 주로 흑화도계를 이용한다. 이 방법은 골의 방사선학적 농도를 같은 조건하에서 촬영된

\*이 논문은 '98학년도 원광대학교 교비지원에 의해서 연구됨.

접수일 : 1998년 6월 30일

채택일 : 1998년 7월 14일

참고물질의 두께로 환산하여 이 수치가 마치 방사선 농도인 것 처럼 표기하는 것이다. 이방법은 주로 피질골에서 주로 사용되며 약간의 골주변화는 무시되는 경향이 있어서 수질골에서는 사용되지 않는다<sup>4)</sup>.

다른 학자들은 microdensitometry를 이용하여 골주의 변화를 관찰하였다. Rockoff 등<sup>4,14)</sup>은 사체의 척추를 방사선촬영을 시행하여 적출된 골의 실측과 비교를 하였다. 이들은 방사선 사진상의 골주의 크기와 수를 측정하기 위해서 scanning microdensitometer-analog computer method를 이용하여 계산된 골주의 크기와 골량, 압축강도, 금속양간에 높은 상관관계를 발견하였다.

최근 많은 방사선학자들이 골변화를 인지하는 좋은 표식자로서 fractal dimension을 지적하고 있다. 특히 이 방법은 projection geometry, alignment 및 radiodensity에 영향을 거의 받지 않는다고 하였다<sup>15-19)</sup>. 몇몇 치과계 연구자들은 이방법이 골구조를 표현하는데 좋은 방법으로서 골구조를 객관적으로 특성화하는 진단방법이 될 수 있다고 하였다<sup>20-22)</sup>.

Southard 등<sup>23,24)</sup>은 골다공증의 디지털방사선학적 연구에서 1차원 푸리에변환을 이용하여 입력신호를 주파수 영역의 신호로 변환 후 입력파형이 어떤 주파수 영역으로 구성되어 있는가를 조사하였다. 연구 결과 거친 골주가 많은 부위에서는 주로 낮은 공간주파수가 집중되어 있고 골다공증에 의해 성긴 골주영역에서는 높은 공간주파수가 집중되어 있음을 제시하였다.

술자는 이전연구<sup>25,26)</sup>에서 폐경기 이후 여성의 치조골의 디지털방사선학적 특성 평가에서 치조골에 위치한 Region of Interest(ROI)내의 평균 흑화도의 분산과 fractal dimension이 유효한 진단방법이 될 수 있음을 제시하였다. 이번연구에서는 골소주의 탈회정도에 따라 방사선 사진에서 얻어진 line profile에서의 흑화도의 분산변화, fractal dimension의 변화 및 2차원 Fourier변환으로 얻어진 power spectrum을 관찰하고자 한다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 시편의 준비 및 탈회

골소주가 많은 소의 장골에서 5 mm두께의 10개 시편을 취하였다. 각 시편은 철저히 깨끗한 물 속에서 초음파세척기로 세척되어 수세된 후 건조되었다. 각 시편은 특수한 지그(jig)를 만들어서 반복적인 방사선 촬영시 재현성을 높이기 위해서 그 위에 고정되었고 각 시편의 수질골위에 2개의 금속 침을 고정시켰고 왁스로 덧칠하여 시편이 산화시 금속침이 부식되는 것을 방지하였다.

골다공증에서 보이는 수질골의 탈회를 모방하기 위해서 각 시편은 0.1 N의 염산용액 50 ml에 탈회를 위하여 90 분 동안 담구어 두었고 탈회 후 시편을 꺼내어 방사선 촬영을 시행하였다.

### 2. 방사선 사진 촬영

모든 필름(E-speed film No. 2, Kodak)에는 aluminum stepwedge를 부착하여 구내방사선 촬영기인 YOSHIDA사의 REX602를 이용하여 동일한 조건(60 kVp, 0.4 sec, 10 mA)하에서 평행촬영 기구인 PRECISION을 이용하여 평행촬영을 시행하였으며 동일한 조건의 자동현상기(DURR DENTAL)에서 현상되었다. Aluminum stepwedge는 디지털화된 영상에서 흑화도를 보정하는 기준으로 하였다.

### 3. 방사선 사진의 디지털화

현상된 방사선 사진을 Nikon 35mm film scanner(LS-3510AF, Nikon Electronic Imaging, Nikon, Inc., Melville, N.Y.)에 의해서 1312 x 1024 pixel x 8 bit depth matrix상태로 디지털화 하였고 사용된 Scanner는 8-bit color display를 사용하는 Macintosh 6200 computer(Apple Computer Corp., Charlotte, N.C.)와 연결되어 있다. Adobe photoshop 3.0(Adobe systems Incorporated, Mountain View, Calif.)을 이용하여 디지털화상을 얻은 후

분석은 NIH Image 1.62(NIH Research Services Branch, Bethesda, Md.)의 프로그램을 이용하여 시행하였다.

Digitizer는 일반적으로 치과방사선에서 적절한 수준으로 받아들여지는 흑화도 0.3 내지 2 사이로 직선상 변환을 이용한 일반적인  $\Gamma$ 보정을 이용하였다. 방사선 사진은 0.021 mm pixel spatial resolution과 8-bit contrast resolution 상태로 디지털화 되었다.

#### 4. 디지털 분석

##### 1) 분산분석과 fractal analysis

계측을 위한 ROI는 2 cm 길이의 line profile을 선택하였다. 즉 실험기간 동안 항상 일정한 부위를 ROI로 선택하기 위하여 시편의 수질골 부위에 금속표식자를 2 cm 간격으로 위치시켜 탈회전후에 동일한 길이와 위치의 profile(each line width : 1 pixel)을 얻을수 있도록 하였다.

분산분석과 fractal analysis를 하기위한 line profile획득을 한 시편당 10회 시행하였으며 이는 line profile이 얻어지는 과정에서 생길 수 있는 오차를 최소로 줄이기 위함이다. Line profile의 획득은 탈회가 안된 대조군과 탈회시간 진행에 따른 각 단계에서 얻어진 모든 방사선 사진에

서 동일한 방법으로 시행하였다.

얻어진 line profile의 모양을 다시 NIH Image 1.62 프로그램을 이용하여 fractal analysis를 시행하였다. Fractal index는 caliper 또는 Richardson plot에 의해서 계산되었다. 이방법은 line profile의 모양을 caliper 2 내지 128 화소의 크기범위에서 계산되었다. Fractal index는 caliper와 perimeter길이의 log-log plot을 구함으로써 계산되었고 plot은 직선으로 회기되었다. 이 직선의 기울기는 fractal index(F)이고 fractal dimension(D)은 다음과 같이 계산되었다:  $D = 1 - F$ .

##### 2) Fourier transform

화상이 주어진 경우에 그것이 어떤 공간주파수 성분으로 구성되어 있는가를 구하는 수단을 주는 것이 2차원 Fourier transform이다.

연속화상  $g(x,y)$ 에 대해서는

$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |g(x,y)| dx dy < \infty$$

로 하고 식 1에 의해서 2차원 Fourier transform  $G(\mu,\nu)$ 이 구해진다. 반대로  $G(\mu,\nu)$ 에 서는 식 2에 의해서 2차원 Fourier transform  $g(x,y)$ 가 구해진다.

디지털 화상에 대해서는  $g(x,y)$ 를  $x, y$  방향

$$G(\mu, \nu) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} g(x, y) \exp\{-j2\pi(\mu x + \nu y)\} dx dy \quad (\text{식 1})$$

$$g(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} G(\mu, \nu) \exp\{j2\pi(\mu x + \nu y)\} d\mu d\nu \quad (\text{식 2})$$

$$g(aM + m, bN + n) = g(m, n) \quad (\text{식 3})$$

$$G(aM + k, bN + l) = G(k, l)$$

$$G(k, l) = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} g(m, n) W_1^{mk} W_2^{nl} \quad (\text{식 4})$$

$$g(m, n) = \frac{1}{MN} \sum_{k=0}^{M-1} \sum_{l=0}^{N-1} G(k, l) W_1^{-mk} W_2^{-nl} \quad (\text{식 5})$$

$$\text{단, } W_1 = \exp\left(-j2\pi \frac{\cdot}{M}\right), \quad W_2 = \exp\left(-j2\pi \frac{\cdot}{N}\right)$$

에 대해서 표본화 간격  $x_0, y_0(x_0=y_0)$ 로 하는 것이 보통)로 표본화한  $g(x,y)$ , 및  $G(\mu,\nu)$ 를  $\mu,\nu$ 방향에 대하여 표본화 간격  $\mu_0(=2\pi/(Mx_0)), \nu_0(=2\pi/(Ny_0))$ 로 표본화한  $G(k,l)$ 을 생각하고  $M, N$ 은 가로방향, 세로방향의 화소수  $a, b = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$  인 주기성을 가정한 다음에 식 4, 5에 의해서 2차원 이산적 Fourier transform 쌍이 정의된다.

식 4, 5에 의한 2차원 이산적 Fourier transform에 있어서 이산적 Fourier transform 결과를 격납하는 2차원 배열중의 주파수 성분의 배치는 그림 1과 같다. 즉, 배열의 왼쪽위 구석이 직류분에 상당하고 왼쪽 위, 오른쪽 아래의 각 구석의 주변이 저주파수 성분, 배열 중앙부 근변이 고주파수 성분에 대응한다. 직류분이 배열 중앙에 오도록 하기 위해서는 화면을 4분할한 다음에 그림 1에 나타난 것과 같이 바꾸어 늘어놓으면 된다. 이산적 Fourier transform 결과에 있어서 강도분포는 일반적으로 극히 큰 다이내믹 레인지

를 가지고 있다. 따라서 표시 때에는 표시장치의 다이내믹 레인지를 맞추기 위해서 강도분포의 로그를 취한 다음에 표시하는 것이 보통이다.

본 연구에서는 2차원 이산적 Fourier transform을 시행한 후 얻어진 256회색계조로 표현된 power spectrum의 평균을 구하여 공간주파수의 지표로 하였다.

### III. 결 과

Fourier transform에 의한 power spectrum은 원 영상의 흑화도의 변화에 영향이 없으며(그림 2a) 영상을 예리하게 만들어 고주파수 영역을 넓히거나 흐리게 만들어 저주파수 영역을 넓혔을 때에 256회색계조로 표현된 power spectrum에서 흑화도의 변화로 나타난다(그림 2b).

탈회되지 않은 골을 방사선 촬영을 하고 동일한 골을 90분 동안 탈회시킨 후 촬영하여 얻은

**Table 1.** The average values (standard deviation) of variance, fractal dimension and mean density of power spectrum computed from radiographs for control and decalcified bone.

Specimen	variance		fractal dimension		Fourier	
	control	90 min	control	90 min	control	90 min
1	26.94(3.41) <sup>+</sup> *	12.64(2.89)	1.58(0.01) <sup>+</sup>	1.36(0.02)	99.59(2.45)	102.51(3.54)
2	46.03(6.36) <sup>+</sup>	23.41(6.05)	1.57(0.02) <sup>+</sup>	1.41(0.01)	96.93(3.61)	91.79(2.36)
3	35.60(0.90) <sup>+</sup>	20.67(3.00)	1.54(0.01) <sup>+</sup>	1.41(0.02)	99.50(3.98)	90.86(2.58)
4	35.06(6.20) <sup>+</sup>	21.65(0.37)	1.58(0.02) <sup>+</sup>	1.41(0.00)	105.81(6.23)	86.08(6.54)
5	30.13(2.26) <sup>+</sup>	22.18(2.78)	1.57(0.02) <sup>+</sup>	1.42(0.02)	94.11(2.63)	87.20(5.81)
6	34.19(1.58) <sup>+</sup>	17.98(2.53)	1.55(0.04) <sup>+</sup>	1.39(0.04)	100.44(4.26)	87.40(2.64)
7	43.53(3.99) <sup>+</sup>	26.50(4.26)	1.58(0.02) <sup>+</sup>	1.44(0.00)	88.19(4.66)	85.54(3.53)
8	46.79(6.23) <sup>+</sup>	23.02(1.37)	1.56(0.04) <sup>+</sup>	1.43(0.03)	100.75(5.31)	111.63(5.67)
9	57.94(5.22) <sup>+</sup>	31.82(4.07)	1.59(0.04) <sup>+</sup>	1.48(0.03)	95.80(1.64)	89.23(3.76)
10	38.51(5.69) <sup>+</sup>	26.79(4.58)	1.58(0.07) <sup>+</sup>	1.42(0.04)	97.70(5.32)	98.03(4.98)

\* : mean value (standard deviation)

<sup>+</sup> : significantly different from the value of decalcified specimen(90 min) at 0.05 level

방사선 사진에서 구해진 흑화도 분산과 fractal dimension은 control에 비해 탈회된 골에서 감소하는 일관성 있는 결과를 얻었지만 aluminum stepwedge를 이용하여 흑화도를 보정 후 일정한 ROI(128 x 128 pixels)를 Fourier transform을 시행하여 얻어진 power spectrum의 평균 흑화도의 탈회 전후의 변화는 일관성 있는 증가와 감소추세를 보여주지 못하였다(표 1). 즉 10개의 시편 중 3개는 흑화도의 증가를 7개는 감소를 보여 골이 탈회시 power spectrum의 일정한 변화를 관찰할 수 없었다.

#### IV. 고찰

많은 사람들이 환자에게 비관절적이면서 골량의 변화를 초기에 알아낼 수 있는 방법에 대해 연구를 많이 하였다. 단순히 기존의 흑화도 변화는 큰변화를 일으키기 전에는 인지가 어렵고 평가시 많은 문제점을 가지고 있어서 새로운 방법을 찾고 있었으며 최근에는 흑화도의 분산과 fractal dimension이 이런 문제점을 보완하면서 골다공증의 좋은 진단방법으로 사용될 수 있음을 시사하였다.

일반적인 경우 방사선학적으로 변화를 인지할 수 있는 칼슘상실의 비율을 30% 내지 50% 또는 60%로 추정하고 있다<sup>27)</sup>. 그러나 Lachmann과 Whelan<sup>28)</sup>은 동물실험을 하여 방사선 사진에서 감지될 수 있는 골의 탈회량은 특히 골의 종류와 부위에 따라 다르고 초기의 미세한 골의 탈회를 감지할 수 있는 골은 피질골이 얇고 골주가 풍부한 골이라고 하였다. 또한 일반적 상황에서 동일한 골의 연속적인 관찰을 통하여 방사선학적으로 감지가 가능한 탈회량은 최소한 7%라고 하였다.

Ruttimann 등<sup>29)</sup>은 치조골의 fractal dimension을 분석하기 위해서 5개의 단면으로 절단된 2개의 하악골을 탈회시켰다. 디지털영상은 탈회 전후에 촬영각도 -5도, 0도 및 5도 상태로 얻어졌으며 계수공제영상의 시행 전후에 분석

을 위한 ROI가 선택되었다. 또한 어떠한 흑화도 보상을 위한 보정도 이루어지지 않았다. 수질골에 관련된 power spectrum이 fast Fourier transform(FFT) algorithm에 의해서 계산되었고 수질골의 특성화는 주파수와 power의 대수적 표현으로 도면화되어 이 값을 fractal dimension을 구하는데 사용하였다. 그는 연구결과에서 fractal dimension은 촬영각도에 영향을 받지 않으며 탈회가 진행될수록 fractal dimension은 증가되어 각각 6명의 폐경기 전후의 여성들사이에서 구분이 가능하다고 하였으며 단지 선택된 ROI에 따라 다르다고 하였다.

Southard 등<sup>29)</sup>은 상악 치조골의 5개의 시편을 연속적으로 탈회시켜서 용액 중으로 추출되어 나온 칼슘의 양과 각 영상에서 구해진 디지털 방사선학적 특성의 여러 계측량과 비교하였다. 검사된 30개의 영상에서 화소의 평균흑화도는 칼슘의 농도와 매우 높은 상관관계를 보였으며 fractal analysis의 변화는 0도의 촬영각도에서 5.7%의 탈회시, -5도와 5도에서는 9.4%의 탈회시 최초로 측정값의 유의한 차이를 보였다고 하였다. 그러나 Ruttimann 등<sup>29)</sup>의 결과와 상반되는 점은 탈회가 진행될수록 fractal dimension이 감소한다는 것이다.

위 두연구에서 이견을 보인 것은 fractal dimension을 계산하는 방법의 차이, 사용된 프로그램 및 실험방법의 차이 등을 원인으로 생각할 수 있다. 그러나 Shroud 등<sup>30)</sup>과 저자의 연구에서는 Southard 등<sup>29)</sup>의 연구와 일치하였고 아무튼 fractal dimension은 유용한 골다공증의 표식자임을 알 수 있다.

저자의 지난 연구 결과<sup>25)</sup>를 보면 골량이 최고치에 이르는 20대에서의 평균 방사선학적 흑화도와 폐경이 된지 2년이 안되는 중년 여성에서는 의미 있게 큰 차이를 보이지 않아서 폐경 전까지 생리적인 골량의 감소는 그다지 크지 못하다는 것을 지적했고 전체 평균흑화도는 골주의 감소를 발견하는 민감도가 낮은 반면 각 화소들의 표준편차 또는 분산은 골주의 감소를 비교적 잘 반영

함을 알 수 있다. 다시 말해서 골다공증의 초기 변화라고 보여지는 골주가 작아지고 가늘어지는 현상을 각 화소들의 편차나 분산이 잘 표현한다는 사실과 영상 표면의 거칠기의 정도를 표현하는 Fourier spectral transformation이 골다공증의 표식자로서 이용될 수 있음을 지적한 바 있다.

Southard 등<sup>23,24)</sup>은 동물과 골다공증 환자의 디지털 방사선학적 특성 중 일정한 ROI에서 계측된 흑화도의 분산이 골구조의 변화를 잘 대변해 줌을 보고하였고 특히 1차원 Fourier transform에서 얻어지는 2가지 변수 mean transform coefficient absolute value와 mean spatial first moment of the absolute coefficients가 20대에 비해서 70대 폐경 후 환자에서 감소하였음을 보고하였다. 그러나 감소된 흑화도와 분산은 골주의 변화에 의해서도 야기되지만 진행된 골다공증 환자피질골의 다공성 변화에 의해서도 야기될 수 있음을 지적하였다. 고공간주파수상수의 크기 골변연의 크기와 방향성 및 영상의 거칠기 정도를 표현하므로 일반적으로 많은 골주가 있는 거친 영역에서는 저공간주파수 영역에 Fourier spectral energy가 집중되고 골주의 양이 적은 부위에서는 고공간주파수 영역에 Fourier spectral energy가 집중된다고 할 수 있으나 매우 미세한 골주를 가진 골과 매우 예리한 변연을 가진 골사이의 자동판별에는 어려움이 있게 된다고 하였다. 저자의 연구에서도 골주의 탈회량이 매우 심하여 극히 골주가 섬세해진 3개의 시편에서는 대조군에 비해 고주파수 영역이 증가함을 보여주어서 일반적인 결과인 탈회시 저주파수영역의 증가에 반하는 결과가 나타났다. 이의 원인은 Southard 등<sup>23,24)</sup>의 연구에서 비춰진 원인과 같을 것으로 사료된다. 즉 흑화도분산과 fractal dimension에 의한 진단가능성에 비해 Fourier transform을 통한 골다공증의 진단가능성은 낮은 것으로 사료된다. 영상에서의 규칙적인 잡음을 찾아내는데 유용한 Fourier transform에 비해 흑화도분산이나 fractal

dimension의 진보된 연구가 골다공증 진단에 더 높은 정확성을 주리라 본다.

## V. 결 론

골주가 풍부한 소의 장골시편 10개를 탈회시키지 않은 상태와 90분간 탈회 시킨 상태에서 치근단 방사선 사진을 촬영하여 35 mm 필름 스캐너를 이용하여 디지털화 시킨후 일정한 ROI에서 흑화도분산, fractal dimension 및 Fourier transform에 의한 power spectrum 분석을 시행하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 탈회되지 않은 대조군에 비해 90분간 탈회된 시편에서 ROI내의 흑화도 평균분산은 유의하게 감소하였다.
2. 탈회되지 않은 대조군과 90분간 탈회된 시편에서 얻어진 흑화도 profile의 fractal analysis에서 90분간 탈회된 시편에서의 fractal dimension이 대조군에 비해 유의하게 작았다.
3. Fourier transform에 의한 power spectrum 분석에서 대조군에 비해 탈회군에서 저주파수 영역에 Fourier spectral energy가 집중하는 경향을 보였으나 유의성은 없었다.

## 참 고 문 헌

1. Shane E: Osteoporosis. In: Manolagas SC, Olefsky JM, eds. Metabolic bone and mineral disorders. pp. 151-92 New York Churchill Livingstone, 1988.
2. Wakley GK, Baylink DJ: Implants: systemic influences. CDAJ 15:76-85, 1987.
3. Genant HK, Vogler B, Block JE: Radiology of osteoporosis. In: Riggs BL, Melton LJ, eds. Osteoporosis: etiology, diagnosis and management. pp. 181-220 New York: Raven Press, 1988.
4. Rockoff SD: Radiographic trabecular quantitation of human lumbar vertebrae in situ. I. Theory and method for study of osteoporosis. Invest Radiol 2:272-89, 1967.
5. Henrikson PA: Periodontal disease and calcium deficiency: an experimental study in the dog. Acta Odontol Scand 26(suppl 50):1-132, 1968.
6. Shafer WG, Hine MK, Levy BM: A textbook of oral pathology. pp. 658-661 Philadelphia: WB Saunders, 1983.
7. Midgett RJ, Shaye R, Fruge JF: The effect of altered bone metabolism on orthodontic tooth movement. Am J Orthod 80:256-62, 1981.
8. Roberts WE, Garetto LP, Arbuckle GR, Simmons KE, DeCastro RA: What are the risk factors of osteoporosis? Assessing bone health. J Am Dent Assoc 122:59-61, 1991.
9. Groen JJ, Menzel J, Shapiro S. Chronic destructive periodontal disease in patients with presenile osteoporosis. J Period 39:19-23, 1968.
10. Avioli LV: Osteoporosis: pathogenesis and therapy. In: Avioli LV, Krane SM, eds. Metabolic bone disease. Vol 1. pp. 307-385 New York: Academic press, 1977.
11. Kribbs PJ, Smith DE, Chesnut CH: Oral findings in osteoporosis. Part I. Measurement of mandibular bone density. J Prosthet Dent 50:576-9, 1983.
12. Nedelman CI, Bernick S: The significance of age changes in human alveolar mucosa and bone. J Prosthet Dent 39:495-501, 1978.
13. Keller EE, Stafne EC, Gibilisco JA: Oral radiographic manifestations of systemic disease. In: Gibilisco JA, ed. Stafne's oral radiographic diagnosis. 5th ed. pp. 284-285 Philadelphia: WB Saunders, 1985.
14. Rockoff SD, Zettner A, Albright J: Radiographic trabecular quantitation of human lumbar vertebrae in situ. II. Relation to bone quantity, strength and mineral content(preliminary results). Invest Radiol 2:339-52, 1967.
15. Buckland-Wright JC, Lynch JA, Rymer J, Fogelman I : Fractal signature analysis of macroradiographs measures trabecular organization in lumbar vertebrae of postmenopausal women. Calcif Tissue Int 54:106-112, 1994.
16. Lynch JA, Hawkes DJ, Buckland-Wright JC : Analysis of texture in macroradiographs of osteoarthritic knees using fractal signature. Phys Med Biol 36:709-722, 1991.
17. Lynch JA, Hawkes DJ, Buckland-Wright JC : A robust and accurate meyhod for calculating fractal signature of texture in

- macroradiographs of osteoarthritic knees. Med Inform 16:241-251, 1991.
18. Lundahl T, Ohley WS, Kay SM, Siffert R : Fractional Brownian-motion: a maximum likelihood estimator and its application to imaging texture. IEEE Trans Med Imaging MI-5:152-161, 1986.
  19. van der Stelt PF, Geraets WGM : Use of the fractal dimension to describe the trabecular pattern of osteoporosis [Abstract 1431]. JDR 69:289, 1990.
  20. Ruttimann UE, Ship JA : The use of fractal geometry to quantitate bone structure from radiographs[Abstract 1431]. JDR 69:289, 1990.
  21. Khosrovi PM, Kahn AJ, Majumdar HK, Genant CA : Fractal analysis of dental radiographs to assess trabecular bone structure[Abstract 1294]. JDR 74:173, 1995.
  22. Ruttimann UE, Webber RL, Hazelrig JB : Fractal dimension from radiographs of peridental alveolar bone: a possible diagnostic indicator of osteoporosis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 74:98-110, 1992.
  23. Southard KA, Southard TE : Quantitative features of digitized radiographic bone profiles. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 73:751-759, 1992.
  24. Southard KA, Southard TE : Comparison of digitized radiographic alveolar features between 20- and 70-year-old women. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 74:111-117, 1992.
  25. 이건일 : 연령변화에 따른 치조골의 디지털 방사선학적 특성비교. 대한구강악안면방사선학회지 27(1):17-24, 1997.
  26. 이건일 : 골다공증의 표식자로서 방사선학적 fractal dimension의 유용성에 관한 연구. 대한구강악안면방사선학회지 28(1):17-26, 1998.
  27. Lachman E : Osteoporosis: the potentialities and limitations of its roentgenologic diagnosis. Am J Roentgenol 74:712-5, 1955.
  28. Lachmann E, Whelan M. The roentgen diagnosis of osteoporosis and its limitations. Radiology 26:165-77, 1936.
  29. Southard TE, Southard KA, Jakobson IR, Hillis SL, Najim CA : Fractal dimension in radiographic analysis of alveolar process bone. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 82:569-576, 1996.
  30. ShROUT MK, Potter BJ, Hildebolt CF : The effect of image variations on fractal dimension calculations. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 84:96-100, 1997.



-ABSTRACT-

## Characterization of Trabecular Bone Structure using 2D Fourier Transform and Fractal Analysis

Keon Il Lee

*Department of Oral & Maxillofacial Radiology, College of Dentistry, Wonkwang University, Wonkwang Dental Research Institute*

The purpose of this study was to investigate whether a radiographic estimate of osseous fractal dimension and power spectrum of 2D discrete Fourier transform is useful in the characterization of structural changes in bone. Ten specimens of bone were decalcified in fresh 50 ml solutions of 0.1 N hydrochloric acid solution at cumulative timed periods of 0 and 90 minutes, and radiographed from 0 degree projection angle controlled by intraoral paralleling device.

I performed one-dimensional variance, fractal analysis of bony profiles and 2D discrete Fourier transform. The results of this study indicate that variance and fractal dimension of scan line pixel intensities decreased significantly in decalcified groups but Fourier spectral analysis didn't discriminate well between control and decalcified specimens.

---

**Key words** : Fourier transform. Fractal Dimension. osteoporosis. bone

## 사진부도설명

**Fig. 1.** The 2D square arrays of frequency domain results from 2D DFT.

DFT : discrete Fourier transform

IDFT : inverse discrete Fourier transform

**Fig. 2.** Power spectrum which were calculated from 2D DFT are displayed as logarithmic scale.

(a) Two images with different densities only don't make any difference of power spectrum.

The mean density of both power spectrums is the same.

(b) Differences of image sharpness result in different power spectrums. The mean densities of blurred image(A), original image(B) and sharpened image(C) are 94.42, 100.36 and 107.83.

# 사진부도

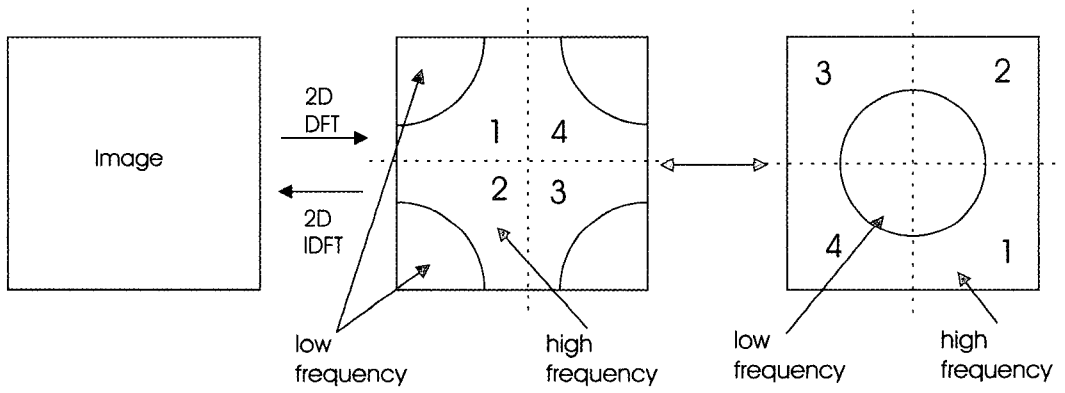
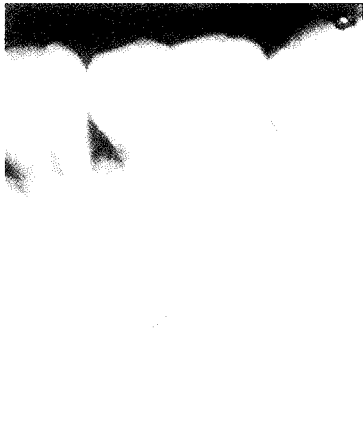


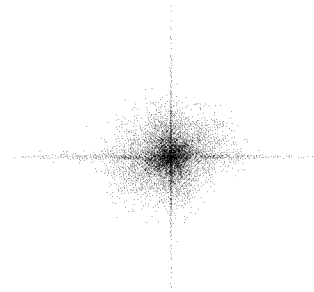
Fig 1



사진부도



2D DFT  
→



2D DFT  
→

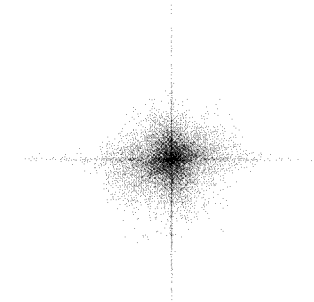
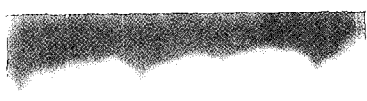


Fig 2 (a)



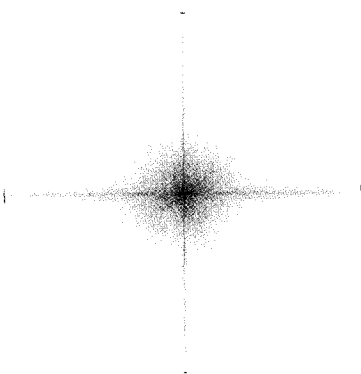
사진부도



2D FFT



(A)



2D FFT



(B)



2D FFT



(C)



Fig 2 (b)