

골다공증의 표식자로서 방사선학적 fractal dimension의 유용성에 관한 연구

원광대학교 치과대학 구강악안면방사선학 교실

이 전 일

목 차

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

I. 서 론

1900년대 초 영국의 과학 Lewis Richardson 이 영국해안의 길이를 측정하려는 노력 중에 발생된 fractal dimension 개념을 이후 Mandelbrot 등¹⁾이 개념을 체계화하여 정립하였다. 이러한 fractal dimension model은 최근에 표면성질의 특성화에 좋은 모델로 인정받고 있다. Fractal dimension은 표면이 거칠수록 더욱 큰 숫자를 나타내서 거칠기에 관한 우리의 직관에 매우 상응한다.

많은 방사선학자들이 fractal analysis는 골변화를 인지하는 좋은 표식자이고 특히 projection geometry, alignment 및 radiodensity에

영향을 거의 받지 않는다고 하였다²⁻⁶⁾. 몇몇 치과계 연구자들은 이방법이 골구조를 표현하는데 좋은 방법으로서 골구조를 객관적으로 특성화하는 진단방법이 될수 있고 최소한 정상군과 치주질환에 이환된 군간을 구별할 수 있는 능력을 가졌다고 보고하였다^{7, 8)}. Ruttimann 등⁹⁾은 fractal dimension이 골다공증의 진단방법으로 가능함을 임상적 실험을 토대로 보고하였다. Fractal analysis는 치조골의 골소주가 기하학적으로 규칙성을 가져서 수학적인 fractal pattern을 적용할수 있는 연결되는 골소주의 지주로 구성되어 있다는 전제에 기본을 두고 있다. 여러 가지 다른 척도에서 규칙성 또는 "self-similar pattern"을 갖는 사물의 관찰은 동일한 기본적인 요소가 반복됨을 나타내고 있다. 이 반복되는 pattern을 fractal dimension이라고 정의한다¹⁰⁾. 이런 개념을 치과용 사진에 적용하는 데는 기술상 여러 가지 문제가 있다.

Ruttimann 등⁹⁾은 치조골의 fractal analysis를 위해 방사선 사진의 노출, 현상 및 디티탈화시 전혀 보정을 하지 않고 촬영각도의 변화에 따른 fractal dimension의 변화를 관찰한 결과 fractal dimension은 촬영각도에 영향을 거의 받지 않고 탈회후가 탈회전보다 증가함을 보고하였다.

Southard 등¹¹⁾은 Ruttimann 등의 연구와는 달리 흑화도를 보정하였으며 연구결과 fractal

*이 논문은 1997년도 원광의료원 교직원 연구비지원에 의해서 연구됨.

접수일:1998년 1월 12일
채택일:1998년 1월 21일

dimension은 칼슘의 농도의 감소와 매우 높은 상관관계를 나타냈으나 촬영각도의 변화에도 유의한 차이가 없었음을 보고하였다.

Shrout 등¹²⁾은 방사선노출량을 변화시켜 관찰결과 fractal dimension은 노출량의 변화, 4도 내지 6도 촬영각도의 변화 및 ROI의 반복선정에 영향을 받지 않는다고 하였다.

술자는 이전연구¹³⁾에서 폐경기 이후 여성의 치조골의 디지털방사선학적 특성 평가에서 치조골에 위치한 ROI내의 평균흑화도의 분산이 유효나 진단방법이 될 수 있음을 제시하였다. 이번연구에서는 골소주의 탈회정도에 따라 방사선 사진에서 얻어진 line profile에서의 흑화도의 분산변화와 fractal dimension의 변화를 관찰하고자 한다.

II. 연구재료 및 방법

1. 시편의 준비 및 탈회

골소주가 많은 소의 장골에서 5mm두께의 10개 시편을 취하였다. 각 시편은 철저히 끓는 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 칩을 고정시켰고 왁스로 덧칠하여 시편이 산화시 금속칩이 부식되는 것을 방지하였다.

골다공증에서 보이는 수질골의 탈회를 모방하기 위해서 각 시편은 0.1N의 염산용액 50 ml에 단계적인 탈회를 위하여 총 누적시간 5, 10, 20, 30, 60 및 90분 동안 담구어 두었다. 각 탈회시간 후 시편을 꺼내어 방사선 촬영 후 다시 산용액에 담그었다.

2. 방사선 사진 촬영

모든 필름(E-speed film No. 2, Kodak)은 구내방사선촬영기인 YOSHIDA사의 REX602를 이용하여 동일한 조건(60kVp, 0.4sec, 10mA) 하에서 평행촬영 기기인 PRECISION을 이용하여 평행촬영을 시행하였으며 동일한 조건의

자동현상기(DURR DENTAL)에서 현상되었다.

3. 방사선 사진의 디지털화 및 잡음제거

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 LC III 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 1.61(NIH Research Services Branch, Bethesda, Md.)의 프로그램을 이용하여 시행하였다.

Digitizer는 일반적으로 치과방사선에서 적절한 수준으로 받아들여지는 흑화도 0.3 내지 2사이로 직선상 변환을 이용한 일반적인 γ 보정을 이용하였다. 방사선 사진은 0.021mm pixel spatial resolution과 8-bit contrast resolution 상태로 디지털화 되었다. 방사선 필름의 입자에 의해서 생기는 film-grain noise를 감소시키기 위해서 5x5 크기의 average filter(window width=0.105)를 모든 영상에 적용하였다. Average filter는 저역통과 필터로서 5 x 5 화소크기의 window를 영상위에서 움직이면서 중앙화소값을 이웃한 화소들의 평균값으로 대체시키는 과정이다.

4. 디지털 분석

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

분산분석과 fractal analysis를 하기위한 line profile 획득을 한 시편당 10회 시행하였으며 이는 line profile이 얻어지는 과정에서 생길수 있는 오차를 최소로 줄이기 위함이다. Line

profile의 획득은 탈회기간이 안된 대조군과 탈회시간 진행에 따른 각 단계에서 얻어진 모든 방사선 사진에서 동일한 방법으로 시행하였다.

얻어진 line profile의 모양을 다시 NIH Image 1.61 프로그램과 매크로를 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 다음과같이 계산되었다: $D=1-F$.

5. 통계분석

각 line profile에서 얻어진 분산과 fractal dimension의 값을 spss/ps+를 이용하여 student t-test와 회기분석을 시행하였다.

III. 결 과

탈회되기전후의 수질골에서 보이는 전형적인 ROI intensity profile이 Fig. 1에 나타나 있다.

골의 탈회는 방사선학적으로 골혹화도의 line profile에서 보이는 ruggedness 혹은 irregularity를 감소시키는 것으로 나타났다.

Fig. 2에서는 fractal dimension을 계산하기 위한 total curve length[N(s)]와 caliper span (s)의 double logarithmic plot이 나타나 있다. 대조군의 기울기가 탈회된 후의 기울기보다 더 경사도가 심한 것을 알 수 있고 결과적으로 더 큰 fractal dimension을 나타낸다. s가 작을수록 탈회전후의 N(s)의 차이가 커지고 s가 클수록 작아지는 것으로 보아 s가 작을수록 더 불규칙한 profile의 길이를 잴수있다고 할 수 있다. 만약 혹화도의 line profile이 수학적으로 계산되어 생성된 fractal curve라면 s와 N(s)의 double logarithmic plot은 완벽한 직선이어야 하지만 자연적인 것이므로 회기분석에 의해서 기울기를 알아내야 한다.

Table 1에서는 탈회전의 대조군과 연속적으로 탈회되는 단계에서의 분산을 나타내는 것으로 대조군으로부터 탈회가 진행되어 갈수록 분산이 줄어듦을 알 수 있다. Table 2에서는 동일한 실험조건과 단계에서 수질골의 fractal dimension을 계산한 것으로 분산의 변화와 비슷하게 대조군에서 탈회시간이 진행될수록 작아지는 것을 알 수 있다. 각 시편에서 분산과 fractal

Table 1. The average values (standard deviation) of the variance computed from sets of ten radiographic line profiles for subsequent decalcification stages.

specimen	control	5 min	10 min	20 min	30 min	60 min	90 min
1	26.94(3.41)*	21.84(1.96)	21.33(1.48)	18.88(1.59)	16.74(1.24)	13.06(1.40)	12.64(2.89)
2	46.03(6.36)	41.47(4.21)	36.58(3.24)	33.26(2.19) ⁺	28.49(1.24) ^a	27.34(4.03)	23.41(6.05)
3	35.60(0.90)	31.21(3.76)	30.10(2.45) ⁺	25.37(0.98) ^a	23.35(1.48)	21.83(3.19)	20.67(3.00)
4	35.06(6.20)	31.61(2.23)	29.21(1.81)	27.42(2.18)	24.71(1.66) ⁺	22.95(0.44)	21.65(0.37) ^a
5	30.13(2.26)	28.43(1.71)	25.81(1.26) ⁺	25.73(1.87)	26.27(3.13)	22.31(1.11)	22.18(2.78)
6	34.19(1.58)	30.14(0.69) ^a	28.23(2.54) ⁺	26.48(1.99)	25.64(2.27)	20.57(2.38)	17.98(2.53)
7	43.53(3.99)	41.26(4.64)	40.03(4.26)	38.46(4.87)	35.46(1.84) ⁺	33.29(2.39)	26.50(4.26)
8	46.79(6.23)	43.05(6.00)	38.02(4.26)	33.08(5.80) ⁺	32.31(3.00)	25.44(5.24)	23.02(1.37)
9	57.94(5.22)	49.48(6.30)	42.33(7.15)	40.50(1.36)	35.99(2.26)	33.69(1.39)	31.82(4.07)
10	38.51(5.69)	36.85(6.11)	34.70(5.25)	32.47(1.85)	30.92(3.72)	30.41(3.93)	26.79(4.58) ⁺

* : mean value (standard deviation)

⁺ : first of all, significantly different from the value of control at 0.05 level

^a : significantly different from the previous value at 0.05 level

Table 2. Bone fractal dimension average values (standard deviation) computed from sets of ten radiographic line profiles for subsequent decalcification stages. The correlation coefficient, *r*, quantifies the relationship between variance and fractal dimension of line profiles with all 6 decalcification stages. specimen

specimen	control	5 min	10 min	20 min	30 min	60 min	90 min	<i>r</i>
1	1.58(0.01)*	1.55(0.03)	1.50(0.03) ⁺	1.49(0.04)	1.47(0.05)	1.41(0.05)	1.36(0.02)	0.96
2	1.57(0.02)	1.49(0.03)**	1.49(0.03)	1.48(0.03)	1.47(0.02)	1.45(0.03)	1.41(0.01)	0.92
3	1.54(0.01)	1.50(0.04)	1.47(0.01) ⁺	1.46(0.02)	1.45(0.01)	1.43(0.00) ^a	1.41(0.02)	0.97
4	1.58(0.02)	1.56(0.02)	1.53(0.01) ⁺	1.52(0.02)	1.45(0.01) ^a	1.43(0.01) ^a	1.41(0.00) ^a	0.98
5	1.57(0.02)	1.55(0.04)	0.50(0.00) ⁺	1.51(0.06)	1.48(0.03)	1.46(0.02)	1.42(0.02)	0.95
6	1.55(0.04)	1.54(0.05)	1.53(0.05)	1.48(0.06)	1.44(0.05) ⁺	1.42(0.05)	1.39(0.04)	0.95
7	1.58(0.02)	1.55(0.03)	1.55(0.04)	1.53(0.02)	1.50(0.01)	1.47(0.01)	1.44(0.00) ^a	0.98
8	1.56(0.04)	1.56(0.04)	1.52(0.01)	1.51(0.02)	1.47(0.05)	1.45(0.03) ⁺	1.43(0.03)	0.97
9	1.59(0.04)	1.59(0.01)	1.57(0.02)	1.55(0.02)	1.53(0.01)	1.51(0.02) ⁺	1.48(0.03)	0.90
10	1.58(0.07)	0.51(0.05)	1.50(0.04)	1.49(0.04)	1.48(0.03)	1.44(0.04) ⁺	1.42(0.04)	0.94

* : mean value (standard deviation)

⁺ : first of all, significantly different from the value of control at 0.05 level

^a : significantly different from the previous value at 0.05 level

dimension의 상관관계를 조사한 결과 높은 상관관계($r=0.90\sim0.98$)를 보였다.

탈회가 진행될 때 탈회시작 후 최초 몇분이 지나야 대조군과 유의한 차이를 보이는가를 알아본 결과 총 10개의 시편 중 분산분석에서는 4개의 시편이, fractal analysis에서도 4개의 시편이 각각 서로에 비해 더 민감하였고 2개의 시편에서는 동일한 시간에 대조군과 유의한 차이를 보여서 전반적으로 분산분석과 fractal analysis가 골구조 변화에 대한 비슷한 민감도를 보였다.

VI. 고 찰

과거 수년동안 많은 연구자들은 방사선 사진의 여러분석에 절대적인 제약요소로 작용해오던 흑화도와 촬영각도의 다양성을 감소시키려는 많은 노력을 기울였다¹⁴⁻²⁰⁾. 이러한 제약요소들은 많은 연구자들에게 항상 연구의 문제점으로 작용하였고 임상적 적용시 많은 제약을 가져다 주었다. 만약 fractal dimension이 방사선촬영, 현상, 디지털화 및 컴퓨터 조작 등의 다양한 요소에도 불구하고 골구조의 변화를 객관적으

로 인지해 낼 수 있는 방법이라면 방사선학적 디지털분석에 획기적인 일이라 할 수 있다.

1992년 Ruttimann 등⁹⁾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 분석을 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.

1996년 Southard 등¹¹⁾은 상악 치조골의 5개의 시편을 연속적으로 탈회시켜서 용액 중으로 추

출되어 나온 칼슘의 양과 각 영상에서 구해진 디지털방사선학적 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 등의 결과와 상반되는 점은 탈회가 진행될수록 fractal dimension이 감소한다는 것이다. 이결과는 저자의 결과와도 일치하는 것으로 본실험에서도 탈회가 진행될수록 fractal dimension이 감소하였다.

위 두연구에서 이견을 보인 것은 fractal dimension을 계산하는 방법의 차이, 사용된 프로그램 및 실험방법의 차이 등을 원인으로 생각할 수 있다. 전자의 연구에서는 fractal dimension이 power spectral densities에서 구해졌고⁹⁾ 후자의 경우에는 profile의 길이가 caliper span의 증가와 함께 얼마나 빨리 감소하는가로부터 fractal dimension이 결정되어지는 caliper method를 사용하였다¹¹⁾. 일부의 학자들은 fractal dimension을 측정하는 방법의 차이가 결과에 영향을 미치며 지금까지 연구로는 해답을 줄 수 없는 문제를 야기시킨다고 하였다^{21, 22)}. 또한 위 두 실험의 차이를 야기시킨 다른 원인으로 전자는 하악골을 사용하였고 후자는 상악골을 사용하여 피질골의 양이 변수가 될 수 있음을 제시하기도 하였다¹¹⁾. 사용된 프로그램 역시 일반적으로 사용가능한 것이 아니고 각자의 연구 목적에 맞는 프로그램을 새로 만들어서 사용하였다.

1997년 Shrout 등¹²⁾은 public domain으로 알려진 ImageFractal이라는 프로그램을 이용하여 노출시간, 촬영각도 및 ROI의 변화에 의한 fractal dimension을 계산하였다. 그들은 결과에서 과노출이나 저노출된 사진에서 얻어진 fractal dimension이 정상노출에서 얻어진 것과 비교시 유의한 차이가 없었고 4도 내지 6도의 촬영각도 변화 및 반복되어 선택되어지는 ROI의 위치와 크기의 변화에 의해서 fractal dimension이 영향받지 않음을 보고하였다.

Southard 등^{23, 24)}은 골다공증 환자의 디지털

방사선학적 특성 중 일정한 ROI에서 계측된 흑화도의 분산이 골구조의 변화를 잘 대변해 줌을 보고하였고 저자의 이전 연구¹³⁾에서도 분산분석이 폐경기 전후의 20대 및 60대 여성의 치조골의 방사선사진에서 서로유의한 차이가 있음을 보고하였다.

이전 연구들을 토대로 이번연구에서는 분산분석과 fractal analysis 간의 상관관계와 어느 분석이 골구조 변화에 더욱 민감하게 반응하는지를 알아보았고 그 결과 비스한 정도의 민감도를 보이는 것으로 나타났다. 그러나 1개의 profile을 얻기위해 10번의 반복결과를 평균했으며 이 과정에서 약간의 선택 profile의 위치변화가 결과에 큰 편차를 나타냄을 알 수 있었다. 그러므로 미세한 탈회량을 측정하는 데는 1차원적인 line profile을 정확히 재현해야하는 것이 제한적 요소로 작용하였고 임상사진에서는 거의 불가능한 것으로 생각된다. 또한 10개의 시편에서 보이는 대조군에서의 평균 흑화도와 분산의 차이와 fractal dimension의 차이는 개체간의 비교를 위해서는 문제점이 있으나 개체내의 변화는 적절하게 특성화할 수 있음을 암시한다.

앞으로 연구에서는 line profile을 동일한 환자에서 정확히 재현하는 것이 힘들므로 정확한 ROI의 재현을 필요로 하지않는 일정한 면적을 갖는 ROI에서의 profile에서 얻어지는 3차원적 fractal dimension을 구해보아야 할 것으로 사료된다.

V. 결 론

10개의 골 시편을 5mm 두께로 절단하여 금속표식자를 수질골부위에 부착 후 0.1N의 염산에 연속적으로 탈회시키면서 5, 10, 20, 30, 60분 및 90분의 총 탈회시간에 방사선 촬영을 시행하였다. 촬영조건과 현상조건을 동일하게 하였으나 흑화도 보정을 하지 않았다. 얻어진 방사선사진을 스캐너에 의해 디지털화하였고 film-grain noise를 제거하기 위해서 digital filter를 사용하였다. 시편에서 line profile을 구하여 분산분석과 fractal analysis를 시행한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 분산과 fractal dimension은 탈회가 되어 갈수록 감소하였고 탈회시간과 높은 상관관계를 보였다($r=0.89\sim0.95$).
2. 분산분석과 fractal analysis 사이에는 높은 상관관계를 보였다($r=0.90\sim0.98$).
3. 탈회에 따른 골구조의 변화를 표현하는 능력은 분산분석과 fractal analysis에서 비슷하였다.

참고문헌

1. Mandelbrot BB: The fractal geometry of nature. pp. 25-33, New York: WH Freeman and Company, 1983.
2. 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.
3. 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.
4. Lynch JA, Hawkes DJ, Buckland-Wright JC: A robust and accurate method for calculating fractal signature of texture in macroradiographs of osteoarthritic knees. *Med Inform* 16:241-251, 1991.
5. 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.
6. van der Stelt PF, Geraets WGM: Use of the fractal dimension to describe the trabecular pattern of osteoporosis[Abstract 1431]. *JDR* 69:289, 1990.
7. Ruttimann UE, Ship JA: The use of fractal geometry to quantitate bone structure from radiographs[Abstract 1431]. *JDR* 69:289, 1990.
8. Khosrovi PM, Kahn AJ, Majumdar HK, Genant CA: Fractal analysis of dental radiographs to assess trabecular bone structure[Abstract 1294]. *JDR* 74:173, 1995.
9. Ruttimann UE, Webber RL, Hazelrig JB: Fractal dimension from radiographs of periodontal alveolar bone: a possible diagnostic indicator of osteoporosis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 74:98-110, 1992.
10. Jurgans H, Peitgen H-O, Saupe D: The language of fractals. *Scientific American* August:60-67, 1990.
11. 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.
12. 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.
13. 이건일: 연령변화에 따른 치조골의 디지털 방사선학적 특성비교. *치과방사선* 27(1):17-24, 1997.
14. Ruttimann UE, Webber RL, Schmidt E: A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. *J Perio Res* 21:486-495, 1986.
15. Shrout MK, Powell BJ, Hildebolt CF, Vannier MW, Ahmed NM: Digital radiographic image based bone level measurements: Effect of film density. *J Clin Periodont* 20:595-600, 1993.
16. Ohki M, Okano T, Yamada N: A contrast-correction method for digital subtraction radiography. *J Periodont Res* 23:277-280, 1988.
17. Dunn SM, van der Stelt PF, Ponce A, Fensey K, Shah S: A comparison of two registration techniques for digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 22:77-80, 1993.
18. Jeffcoat MK, Reddy MS, Webber RL, Williams RC, Ruttimann UE: Extraoral control of geometry for digital subtraction radiography. *J Periodont Res* 22:396-402, 1987.
19. Duckworth JE, Judy PF, Goodson JM, Sorcransky SS: A method for the geometric and densitometric standardization of intraoral radiographs. *J Periodontol* 54:435-440, 1983.
20. Ruttimann UE, Okano T, Grandahl HG, Grandahl K, Webber R: Exposure geometry and film contrast differences as basis for incomplete cancellation of irrelevant structures in dental subtraction. *SPIE Digital Radiography* 314:372-377, 1981.
21. Caligiuri P, Giger ML, Favus M: Multifractal radiographic analysis of osteoporosis. *Med Phys* 21:503-508, 1994.
22. Takayasu H: Fractals in the physical sciences.

Manchester University, Manchester, U.K., 1990.

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.

-ABSTRACT-

Fractal dimension from radiographs of bone as indicators of possible osteoporosis

Keon-II LEE

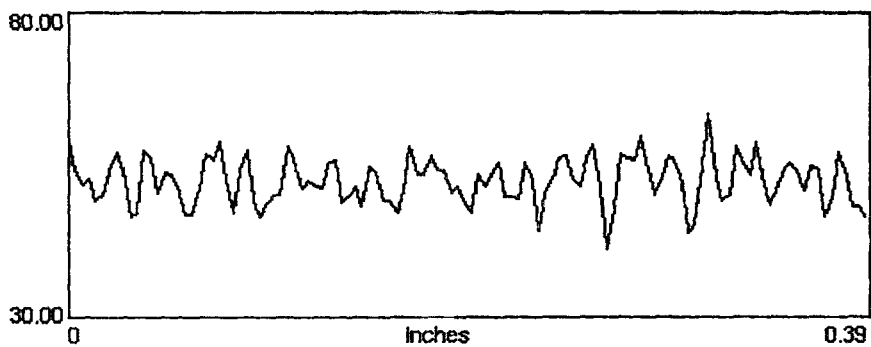
Department of Oral & Maxillofacial Radiology, College of Dentistry, Wonkwang University

The purpose of this study was to investigate whether a radiographic estimate of osseous fractal dimension is useful in the characterization of structural changes in bone. Ten specimens of bone were progressively decalcified in fresh 50 ml solutions of 0.1 N hydrochloric acid solution at cumulative timed periods of 5, 10, 20, 30, 60 and 90 minutes, and radiographed from 0 degree projection angle controlled by intraoral paralleling device.

The test set of 70 radiographs was digitized and digitally filtered to reduce film-grain noise. I performed one-dimensional variance and fractal analysis of bony profiles or scan lines. Correlation analysis quantified the relationship between variance and fractal dimension.

The obtained results were as follow.

1. After the first stage of decalcification variance and fractal dimension of scan line pixel intensities generally decreased with a range of 57.94 to 12.64 and 1.59 to 1.36.
2. Correlation coefficient(r) relating variances to fractal dimensions was consistantly excellent(range $r=0.90$ to 0.98).
3. Variance and fractal dimension were much alike in ability to discriminate, at least on a group basis, between control and decalcified specimens.



(a)

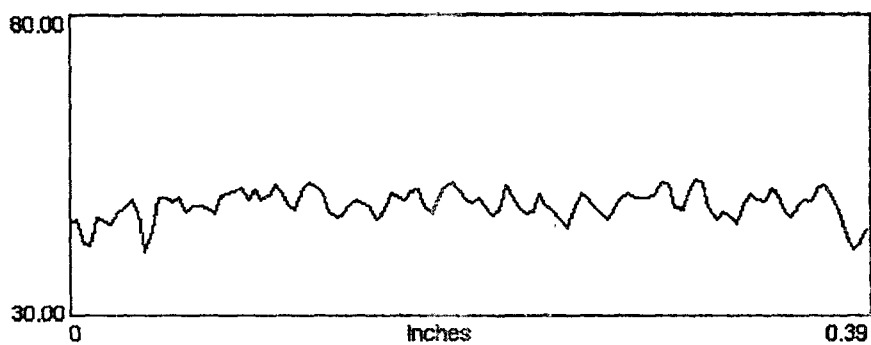


Fig. 1. Representative ROI intensity profile before (a) and after (b) simulated osteoporosis. Reduction in the ruggedness or irregularity of the profile is seen after demineralization.

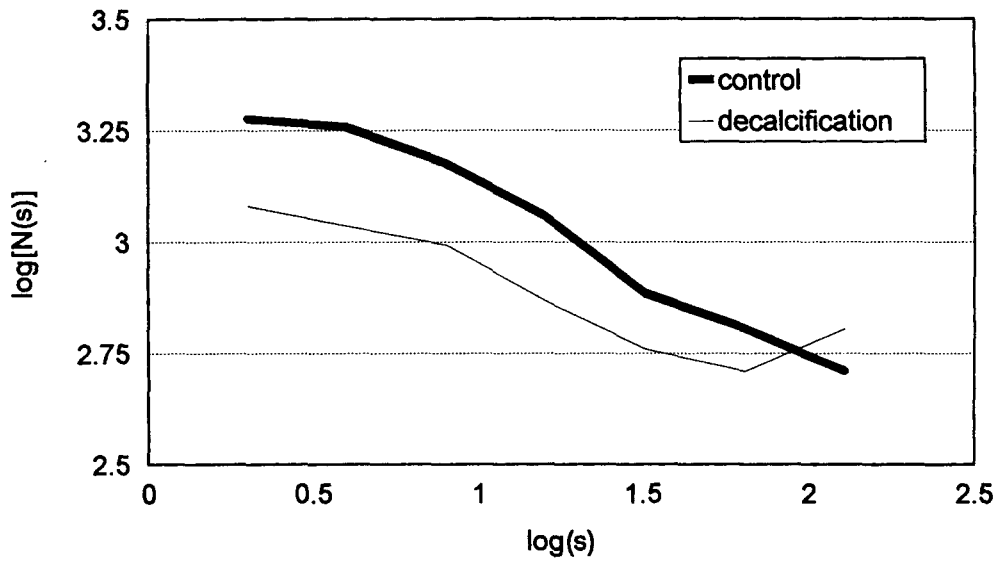


Fig. 2. Double logarithmic plot of total curve length, $N(s)$, versus caliper span, s , used to calculate the fractal dimension for profiles of control and decalcified specimens shown in Fig. 1. The total curve length and caliper span were measured in pixels.