

디지털영상에서 골판톰의 프랙탈분석

조선대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실 및 구강생물학연구소
김재덕 · 김진수 · 이창율

A fractal analysis of bone phantoms from digital images

Jae-Duk Kim, Jin-Soo Kim, Chang-Yul Lee

Department of Dentomaxillofacial Radiology, Oral Biology Research Institute, Chosun University

ABSTRACT

Purpose : (1) To analyse the effect of exposure time, ROI size and one impact factor in the image processing procedure on estimates of fractal dimension; and (2) to analyse the correlated relationship between the fractal dimension and the Cu-Eq value (bone density).

Materials and Methods : The cylindric bone phantoms of 6 large and 5 small diameter having different bone densities respectively and human dry mandible segment with copper step wedge were radiographed at 1.0 and 1.2 sec exposure (70 kVp, 7 mA) using one occlusal film and digitized. Eleven rectangular ROIs from 11 cylindric bone phantoms and 4 rectan-gular ROIs from cortical, middle, periodontal regions, and socket of bone were selected. Gaussian blurred Image was subtracted from original image of each ROI and multiplied respectively by 1, 0.8, and 0.5, and then the image was made binary, eroded and dilated once, and skeletonized. The fractal dimension was calculated by means of a box counting method in the software ImageJ.

Results : The fractal dimension was decreased gradually with continued bone density decrease showing strong correlations (bone phantom; $r > 0.87$, bone; $r > 0.68$) under 70 kVp 1.0 sec $M = 0.8$. Fractal dimensions showed the significant difference ($p < 0.05$) between two different exposure times on the same small ROI of bone phantom. Fractal dimensions between two different sizes of ROI on bone phantom showed the significant difference ($p < 0.05$) under 1.2 sec exposure, but did not show it ($p > 0.05$) under 1.0 sec exposure.

Conclusions : Exposure time, ROI size, and modifying factor during subtracting could become impacting on the results of fractal dimension. Fractal analysis with thoroughly evaluated method considering the various impacting factors on the results could be useful in assessing the bone density in dental radiography. (*Korean J Oral Maxillofac Radiol* 2005; 35 : 33-40)

KEY WORDS : Radiography, Dental; Fractals; Bone; Image Processing

서 론

방사선사진의 검사시 흑화도는 영상획득장치의 종류 전압 전류량 혹은 노출시간에 따라 변화하고 현상조건 및 상수용기의 종류에 따라 서로 달라지며 골조직의 두께 밀도, 중첩되는 연조직의 두께에 의하여도 변화하므로¹ 단순하게 상의 흑화도로 골질을 표현하거나 비교할 수 없다.

방사선사진 흑화도의 변동은 필름에 구리를 부착하고

동시에 촬영함으로써 전체 영상을 구리당량치로 변환시켜 골조직을 평가하는 방법들²⁻⁵이 정립되어 정량적인 진단정보로 취급할 수 있게 되었다. 박 등⁶은 참조체로 구리를 채택한 구리당량영상처리법에 의한 디지털 영상시스템을 구축하여 구내 치근단방사선사진상에서 하악골의 골밀도를 측정하는 것이 임상적으로 유용할 수 있음을 밝혔다.

최근 국내외 치과계에서 골의 밀도나 형태 등을 분석하기 위해 프랙탈분석이 이용되고 있다. 영상의 대조도가 변화하면 시각적 모습은 영향을 받으나 그 프랙탈차원(fractal dimension)은 그대로 남는다⁷는 개념에 의해 프랙탈분석은 단순히 영상의 흑화도를 비교하는 것이 아니다. 1992년 Ruttimann 등⁸이 하악치조골의 프랙탈분석시 방사선사진의 노출, 현상 및 디지털화시 전혀 보정을 하지 않고 시

*이 논문은 2004년도 조선대학교 학술연구비의 지원을 받아 연구되었음
접수일 : 2005년 1월 3일; 심사일 : 2005년 1월 4일; 채택일 : 2005년 2월 2일
Correspondence to : Prof. Jae-Duk Kim
Department of Oral and Maxillofacial Radiology, College of Dentistry, Chosun University, 421 Susuk-dong, Dong-gu, Kwangju, Korea
Tel) 82-62-220-3880, Fax) 82-62-227-0270, E-mail) jdakim@chosun.ac.kr

행하여 프랙탈차원은 촬영각도에 영향을 거의 받지 않고 탈회 후가 탈회 전보다 증가함을 보고하였다. 그 이후 프랙탈분석이 여러 변수에 영향을 받지 않고 골밀도나 골구조의 변화를 객관적으로 인지해 낼 수 있는가를 평가하기 위해 다양한 연구가 이어졌다.

촬영각도와 프랙탈차원의 관계에 대하여 Shroud 등 (1997)⁹도 4도 내지 6도의 촬영각도 변화 및 반복에 의해서 프랙탈차원이 영향받지 않음을 보고하였고 최근 Parkinson 과 Fazzalari (2000)¹⁰는 골을 10도 간격으로 180도 까지 변화를 주어 촬영하여 얻은 골소주영상에서 촬영 각도에 따라 골의 box counting 연산으로 얻은 프랙탈차원에 변화가 거의 없음을 보고하였다. 이들 연구는 촬영 시마다 변화할 수 있는 촬영각도에 대한 영향을 극복할 수 있다는 것을 보여준다. 한편 Southard 등 (1996)¹¹은 상악치조골의 10개의 시편에서 흑화도를 보정한 연구결과 프랙탈차원은 칼슘의 농도의 감소와 매우 높은 상관관계 ($r = -0.94$)를 나타냈으며, 프랙탈차원은 촬영각도의 변화에 유의한 차이를 보였다고 하였다.^{11,12} Chen 등 (1998)¹³도 시뮬레이트된 치조골 모델을 이용하여 0도에서 180도까지 일련의 각도의 변화를 주고 방사선촬영된 영상에서 촬영각도의 변화에 따라 프랙탈차원은 유의하게 변화하였다고 보고하였다.

Shroud 등¹⁴은 관심영역의 크기와 모양이 치조골의 프랙탈분석의 결과에 영향을 줄 수 있으며 Lee 등¹⁵은 선상 관심영역에서는 탈회와 프랙탈차원은 상관관계를 보였으나 직사각형 관심 영역에서는 상관관계를 보이지 않았다고 하였다. 그의 보고된 관계인자로서 잡음의 양이 프랙탈차원에 큰 변화를 야기시키며⁷ 영상의 추출 시 픽셀흑화도 역치의 변화에 따라 프랙탈차원이 달라진다. 따라서 프랙탈분석으로 대상을 비교할 때 영상의 추출 시 흑화도의 역치값을 일정하게 주어야 한다.¹⁰

이상 열거된 인자들을 주의깊게 고려하여 설계된 프랙탈분석법이 정립된다면 유용한 국소적 골밀도값을 직접 얻을 수 있고¹⁶ 치과용 구내필름에 구리스텝웨지를 부착하고 촬영하는 번거로움도 피할 수 있는 간단히 분석법으로 디지털방사선학적 분석에 획기적일 수 있다.

본 연구에서는 골판통과 건조된 하악골편을 이용하여 프랙탈분석 시 관계된 인자 중 노출시간 관심영역의 크기 및 영상처리를 다양하게 적용하여 프랙탈차원에의 효과를 검토하고 적정조건에서 얻어진 프랙탈차원과 구리당량치의 상관관계를 분석함으로써 프랙탈분석을 이용한 골밀도 변화의 평가법에 대한 타당성과 응용성을 확립하고자 한다.

재료 및 방법

1. 연구재료

수지 블록에 직경이 넓고(약 5.2mm) 깊이가 얇은 6개의

Table 1. Densities of tooth ash (hydroxyapatite) in 6 large (LD) and 5 small diameter (SD) cylindrical bone phantoms (mg/cm²)

LD	38.1	28.6	17.9	9.4	4.6	2.4
SD	82.3	62.7	44.4	20.4	10.3	

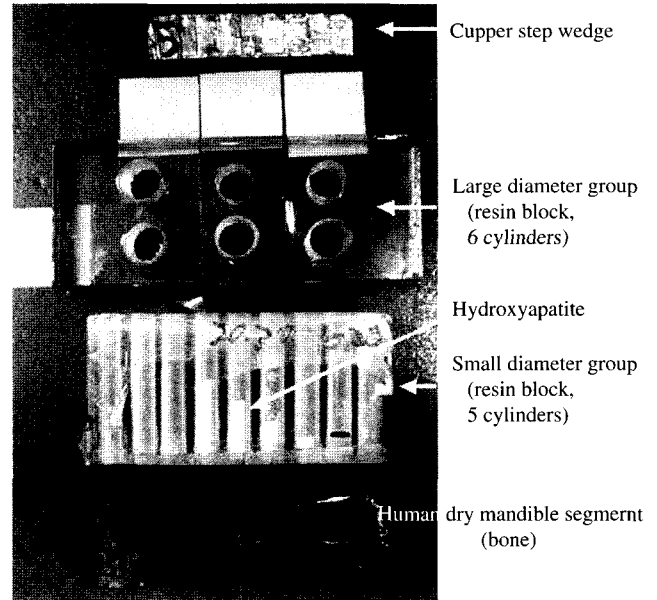


Fig. 1. Materials used in this study.

원통형 공간 (large diameter group)과 직경이 작고(약 3.5 mm) 깊이가 깊은 5개의 원통형 공간 (small diameter group)을 형성하고 디지털 저울 Absolute DIGIMATIC (Mitutoyo 사, Japan)을 이용하여 주성분이 수산화인회석인 치아회분을 다양한 무게로 측정하여 각 원통형 공간에 충전함으로써 11개의 밀도가 서로 다른 원통형 골판통을 제작하였다. 각 원통의 지름은 캘리퍼로 5회 측정하여 그 평균값으로 정하고 각 원통형 공간내 치아회분의 밀도를 구하였다 (Table 1).

구리당량치 측정을 위해 0.05 mm의 9단계 구리스텝웨지를 참조체를 사용하고, 또한 직접 골 부위를 평가하기 위해 인간의 건조된 하악골의 소구치부를 절단하여 골 실험 대상으로 사용하였다 (Fig. 1).

방사선사진영상들의 영상처리 프랙탈 및 구리당량 분석처리에는 영상분석 소프트웨어인 ImageJ 1.29x (java 1.3.1_03, National Institutes of Health, U.S.A.)를 이용하였다.

2. 연구방법

1) 방사선사진 촬영

골판통 수지블럭 2개와 건조하악골 소구치부 그리고 구리스텝웨지를 한 장의 방사선 교합필름위에 놓고 7 mA, 70 kVp 하에서 1.0초와 1.2초의 두가지 조건으로 구내방사선

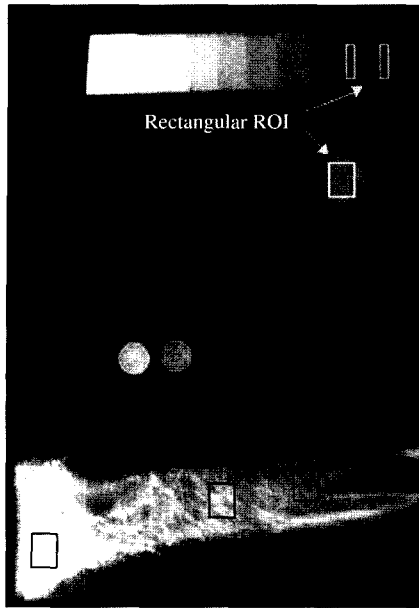


Fig. 2. Radiographic image of Cu step wedge, bone, and bone phantoms and rectangular ROIs.

촬영기로 (Siemens, German) 촬영하였다.

촬영된 방사선사진들은 최대 2400 DPI를 지원하는 Epson GT-9000 스캐너 (Seiko Epson Co., Japan)와 Epson Scan II (Seiko Epson Co., Japan) 소프트웨어를 이용하여 컴퓨터에 입력하여 256 계조도를 갖는 영상으로 디지털화하고 tif 파일로 저장하였다.

2) 관심영역 설정

프랙탈분석을 위해 각 치아회분 원통영상에서 11부위와 건조하악골편의 피질골부, 골편 중앙부, 치조골부, 그리고 발치와부등 4 부위, 총 15부위에서 작은 직경의 원통내에 포함되는 직사각형의 관심영역 (region of interest; ROI)을 동일한 크기로 설정하여 모든 영상을 개개 tif 파일로 저장하였다.

관심영역의 크기에 따른 프랙탈차원의 변화를 알기 위해 원통의 직경이 큰 큰 6부위와 건조하악골편의 피질골부 골편 중앙부, 치조골부 치조골부, 그리고 발치와부등 4 부위, 총 10부위에 큰 직사각형의 관심영역을 동일 크기로 설정하여 모든 영상을 개개 파일로 저장하였다 (Fig. 2).

3) 영상처리

70kVp 하 1.0초와 1.2초의 촬영조건에서 각각 촬영되고 영상처리하여 저장한 각 25개 총 50개의 직사각형 영상들은 프랙탈분석을 위해 한 영상의 모든 계조도 (grey scale) 중에서 물체의 두께 차에 의하거나 연조직과 부분적으로 중첩되어 나타나는 큰 차이의 계조도를 제거하도록 일련의 영상처리를 시행하였다.

White와 Rudolph¹⁷가 설계한 방법을 수정하여 Fig. 3에

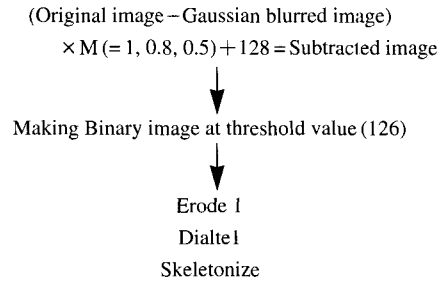


Fig. 3. Schematic illustration of image processing; Gaussian blurred Image was subtracted from original image and multiplied respectively by 1, 0.8, 0.5, and 128 was added to the result at each pixel location and then the image was made binary, thresholding on a grey value of 126, eroded and dilated once, and skeletonized.

도식화한대로 각 영상은 Gaussian여과 (7×7 pixel)에 의해 미세하거나 중정도의 계조도를 갖는 구조물들을 모두 제거하고 큰 차이의 흑화도를 나타내는 것만 남도록 흐림화 (blurring)시켰다. 원래 영상 (original image)으로부터 흐림화된 영상 (Gaussian blurred image)을 공제하고 수정계수 (M)로 1, 0.8, 0.5의 세가지를 적용하여 곱하므로써 공제영상을 세가지 양상으로 증폭시키고 그 얻어진 영상의 각 픽셀에 128을 더했다(식 1).

$$\begin{aligned}
 & (\text{original image} - \text{Gaussian blurred image}) \\
 & \times M (= 1, 0.8, 0.5) + 128 \qquad \qquad \qquad \text{식 1}
 \end{aligned}$$

이로써 영상의 초기 강도에 상관없이 평균값 128 계조도의 영상을 얻었다. 이렇게 밝기 수준이 조정된 영상의 개개 밝기의 차이들은 특별한 모습을 반영하며 이 경우 골소주와 골수강을 반영하였다. 이어서 이 영상은 계조도 126에서 역치화 (thresholding)하고 이진영상 (binary image)으로 만들었다. 이진영상은 잡음 (noise)을 제거하기 위해 부식 (erode), 1회 팽창 (dilate) 1회 처리한 후 픽셀의 중심선만 남을 때까지 부식되도록 골격화 (skeletonize)시킴으로써 골소주화 시켰다. 이렇게 골격화된 150개 영상들을 프랙탈분석에 사용하였다.

4) 분석

(1) 구리당량화상 분석

구리스텝웨지의 각 단계마다 일정한 관심영역의 평균 계조도를 구하였다. 이어 계조도와 알고 있는 구리의 두께의 관계식을 근사다항식으로 산출함으로써 변환관계식을 작성하고 작성된 모든 관계식의 신뢰도를 나타내는 결정계수 (r²)를 구하였다.

이어 얻어진 변환식에 의해 구리당량당량영상을 재구성하고 화면상에서 11개 치아회분 골판툼의 평균 구리당량치를 측정하였으며 건조하악골편에서도 피질골부 골편 중앙부 그리고 치조골부와 치조와부 4부위에서 관심영역을

설정해 골조직의 평균 구리당량치를 측정하였다.

(2) 프랙탈분석

영상처리되어 저장된 모든 직사각형으로 골격화된 영상들로 부터 Image J 프로그램의 프랙탈분석법 중 box-counting method을 이용하여 프랙탈분석을 시행하였다.

(3) 통계처리

구리당량치와 골밀도간 그리고 프랙탈차원과 구리당량치간의 상관관계를 구하고 Student-t 검증을 시행하여 95% 유의수준에서 통계학적 유의성을 평가하였다.

결 과

1. 구리당량치와 골밀도의 분석

모든 획득된 영상들은 결정계수 (r^2) 0.9970 이상의 신뢰도를 갖는 변환식에 의해 구리당량화상으로 처리 되었으며 원통의 직경의 크기에 상관없이 모든 조건에서 측정된

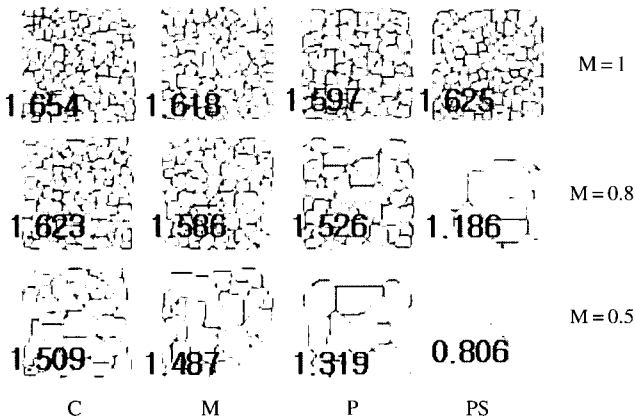


Fig. 4. Fractal dimensions and skeletonized images of bone resulted by $M=1, 0.8,$ and 0.5 respectively from formula (Original I - Gaussian blurred I) $\times M + 128$ for image processing.

구리당량치는 골판툼의 골밀도와 직선 회귀관계 ($p < 0.001$)를 나타내었고 이로써 구리당량치를 골밀도로 표현하였다. 한편 노출의 차이가 있을 때 측정된 구리당량치간에 유의한 차를 보이지 않았다.

2. 공제영상획득시 수정계수와 프랙탈차원 관계

일정한 역치의 조건하에서 영상공제처리시 수정계수가 1일 때 얻어진 골격화영상은 골밀도의 변화에 따라 육안적으로 뚜렷한 차이를 보이지 않았으며 프랙탈차원도 골밀도가 낮은부분에서 값의 반전 양상이 나타났다(Fig. 4).

수정계수가 0.5일 때는 육안적으로 너무 과도한 차이를 보이며 낮은 구리당량치의 골부분에서 1 이하의 프랙탈차원을 나타내었으며 여러 골판툼의 프랙탈차원중 낮은 골밀도에서 반전현상이 나타났다(Fig. 4).

수정계수가 0.8일 때 70 Vp 1.0초 노출로 얻어진 방사선 영상의 골격화된 영상에서 육안적으로 완만하게 그 구조의 성김에 차이를 나타냈으며 예비 측정시 골판툼의 넓은 범위의 골밀도에 대하여도 프랙탈차원이 비교적 높은 회귀관계를 나타냈고 반전현상도 나타나지 않았다(Figs. 4, 5).

일정한 역치의 조건이라도 영상공제처리시 수정계수에 의한 증폭의 차이에 의해 프랙탈차원은 그 일관성을 나타내지 못한 경우가 발생하였다.

2) 프랙탈차원 과 골밀도(구리당량치) 분석

수정계수가 0.8일 때 골판툼의 경우와 건조하악골편의 경우 모두에서 골밀도가 낮을수록 낮은 프랙탈차원을 나타냈으며 그 상관계수는 골판툼의 경우 0.87 이상(Table 2) 건조하악골편의 경우 0.68(Fig. 6)을 나타냈다.

골판툼에서 노출시간의 차이에 의해 동일한 작은 관심영역에서 유의한 프랙탈차원의 차이 ($p < 0.05$)를 보였다(Table 2).

건조하악골편의 동일 노출에서 큰 관심영역과 작은 관

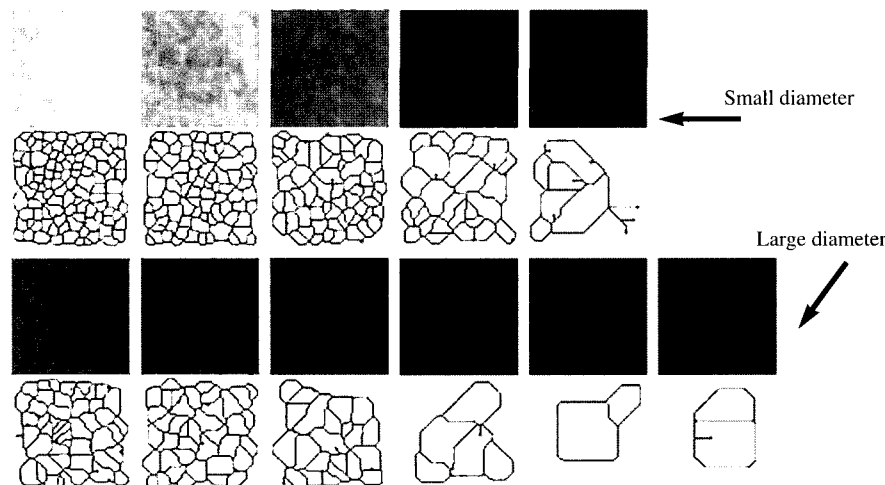


Fig. 5. Skeletonized images of bone phantoms resulted by $M=0.8$ from formula (Original I - Gaussian blurred I) $\times M + 128$ for image processing.

Table 2. Fractal dimension and copper equivalent value (Cu-Eq) of each ROI in bone phantoms

mg/cm ²	1.0 sec			1.2 sec	
	Cu-Eq	Small ROI*	Large ROI	Cu-Eq	Small ROI*
82.73	0.263	1.620	1.620	0.275	1.546
62.73	0.207	1.591	1.591	0.220	1.559
44.43	0.136	1.554	1.554	0.138	1.480
38.13	0.131	1.537	1.562	0.120	1.459
28.61	0.099	1.485	1.505	0.096	1.370
20.43	0.061	1.443	1.443	0.060	1.237
17.93	0.058	1.428	1.424	0.048	1.261
10.25	0.030	1.258	1.258	0.021	1.230
9.42	0.024	1.232	1.246	0.019	1.240
4.64	0.007	1.091	1.144	0.002	1.219
2.43	0.001	1.206	1.118	0.000	0.938
Correlation coefficient		0.885	0.885		0.870

*significant difference (p<0.05)

Table 3. Correlation coefficient among fractal dimensions, size of ROI and exposure in dry mandible segment

	1.0 small	1.0 large	1.2 small	1.2 large
1.0 small	1.000		0.335	0.391
1.0 large		1.000	0.353	0.409
1.2 small			1.000	0.998
1.2 large				1.000

Table 4. Correlation between fractal dimension and Cu-Eq of each ROI in bone phantom exposed 1.0 sec

Cu-Eq	Small diameter		Large diameter		
	Cu-Eq	Small ROI	Cu-Eq	Small ROI	Large ROI
0.263		1.620	0.131	1.537	1.562
0.207		1.591	0.099	1.485	1.505
0.136		1.554	0.058	1.428	1.424
0.061		1.443	0.024	1.232	1.246
0.030		1.258	0.007	1.091	1.144
			0.001	1.206	1.118
Correlation coefficient	0.900			0.939	0.973

Table 5. Correlation between fractal dimension and Cu-Eq of each ROI in bone phantom exposed 1.2 sec

Cu-Eq	Small diameter		Large diameter		
	Cu-Eq	Small ROI	Cu-Eq	Small ROI*	Large ROI*
0.275		1.546	0.120	1.459	1.695
0.220		1.559	0.096	1.370	1.673
0.138		1.480	0.048	1.261	1.582
0.060		1.237	0.019	1.240	1.542
0.021		1.230	0.002	1.219	1.446
			0.000	0.938	1.489
Correlation coefficient	0.937			0.840	0.971

*significant difference (p<0.05)

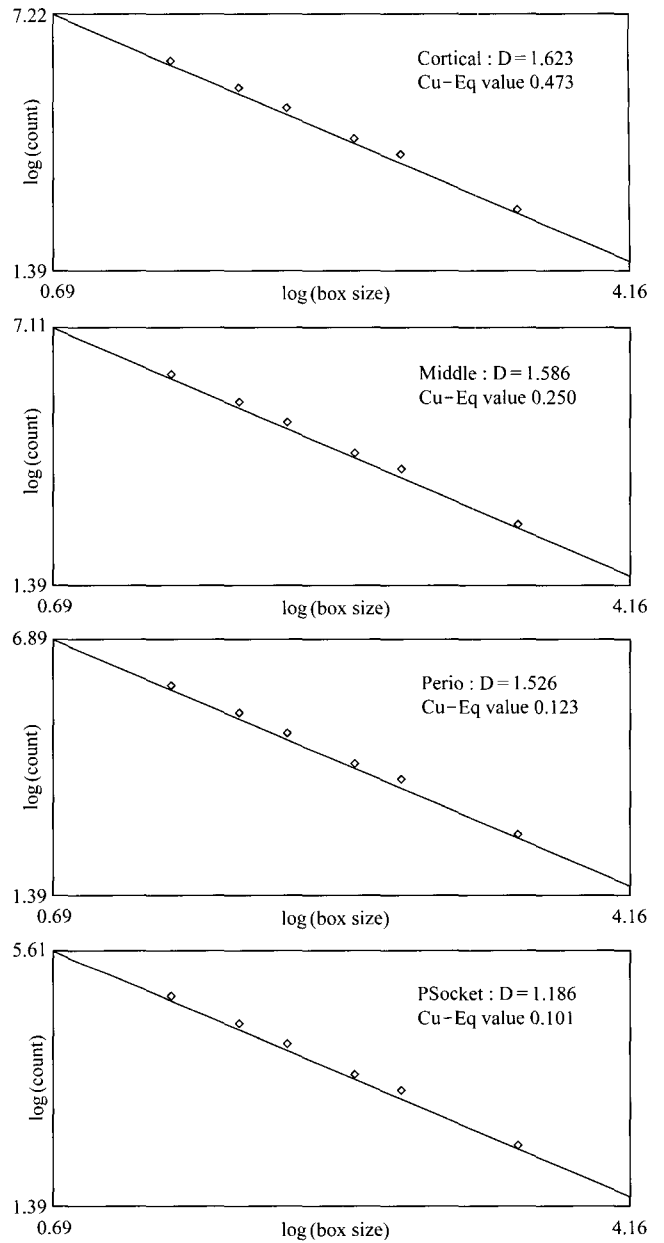


Fig. 6. Fractal dimension and copper equivalent (Cu-Eq) value in dry mandible segment (r = 0.68, 70 kVp 1.0 sec exposure, subtracted image multiplied by 0.8, threshold on a grey scale of 126).

심영역간의 프랙탈차원은 0.99 이상의 상관관계를 나타냈다 (Table 3).

골판틈에서 골밀도와 프랙탈차원 간의 상관관계는 1.0초 노출군에서 동일 직경군만 분석하였을 때 (r>0.90)가 직경이 다른 군을 함께 분석했을 때 (r>0.87)보다 다소 높았다 (Table 2, 4).

골판틈에서 1.0초의 동일 노출에서 관심영역의 크기의 차에 의해 프랙탈차원은 유의한 차이를 보이지 않았으나 (p>0.05) (Table 4), 1.2초의 동일 노출에서 직경이 큰 군

Table 6. Fractal dimension of each ROI in dry mandible segment

	1.0 sec		1.2 sec	
	Small ROI	Large ROI	Small ROI	Large ROI
Cortical	1.623	1.660	1.646	1.631
Middle	1.586	1.627	1.517	1.505
Perio	1.526	1.578	1.290	1.305
Socket	1.186	1.321	1.443	1.425
p-value	0.064		0.389	
p-value			ss:0.953	ll:0.389

ss : small ROI 1.0 sec and small ROI 1.2 sec
 ll : large ROI 1.0 sec and large ROI 1.2 sec

에서 관심영역의 크기의 차에 의해 프랙탈차원은 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$) (Table 5).

건조하악골편에서 노출차이와 관심영역의 크기의 차에 의해 프랙탈차원은 유의한 차이를 보이지 않았다 ($p > 0.05$) (Table 6).

고 찰

프랙탈 이론은 1982년 Mandelbrot¹⁸에 의해 수학적 연구가 자연의 현상분석과 접목되었다. 골조직의 방사선영상은 흑백지역으로 구획된다. 이러한 흑 또는 백이 전경 또는 배경으로서 의미 될 수 있어 전경과 배경사이의 경계선은 프랙탈차원으로 측정될 수 있는 곡선으로 생각될 수 있다.⁷ 경계분할은 면(이차원)의 거칠기를 특징지우는 데 사용된다.¹⁵

이러한 단편영상에 적용되는 프랙탈차원을 계산하는 방법은 caliper method와 counting method, 그리고 pixel dilation method로 구분될 수 있다.⁷ caliper method는 곡선들의 프랙탈차원(D)을 측정하는 방법으로 곡선의 길이(L)는 축소인자(S)의 척도(caliper)로 측정하면 $L(S) = k \cdot S^{(1-D)}$ 이 되고 L과 S에 대한 log-log 그래프인 직선이 얻어지며 그 기울기를 β 라면 프랙탈차원은 $D = 1 - \beta$ ($1 < D < 2$)로 표시된다.¹⁹ Box counting method 또는 모자이크 알고리즘 방법으로 불리우는 tile counting method는 변의 길이를 단계적으로 증가시킨 사각형 grids를 연속하여 영상에 중첩시켜 전경과 배경사이의 경계와 접촉되는 타일의 수(N)는 변의 길이(L)과 다음과 같은 관계 $N(S) = k \cdot S^{(1-D)}$ 를 나타내어 역시 log-log 그래프인 직선이 얻어지며 그 기울기를 β 라면 $D = 1 - \beta$ ($1 < D < 2$)이 된다.¹⁹ 그 외 영상의 흑화도를 평면 좌표(x, y)위의 강도로서 표면의 높이로 나타낼 수도 있다. 이 경우 프랙탈차원은 공간에서 3차원적 표면위에서 측정될 수도 있다.²⁰ 이상의 분석은 공간영역적 분석이며 프랙탈차원을 계산하기 위해 이진영상¹⁷이 이용된다.

한편 주파수영역 분석에서는 시간과 주파수영역의 신호는 푸리에변환을 통하여 서로간의 영역으로 변환이 가능함을 이용하여 자기상관함수를 2차원푸리에변환(2D fast

Fourier transform)하여 얻어진 파워스펙트럼(power spectrum)을 프랙탈차원 계산에 이용하면 역시 log-log 그래프인 직선이 얻어지며 그 기울기를 β 라면 $\beta = (-1-2H) D = 3-H$ ($2 < D < 3$)이 된다.²¹

Parkinson과 Fazzalari¹⁰는 골소주영상에서 허 등²²도 골소주의 이진영상에서 골격화한 다음 box counting method를 이용하여 분석하였다. Ruttimann 등⁸은 치조골의 프랙탈차원을 분석하기 위해 수질골에 관련된 파워스펙트럼이 2차원푸리에변환에 의해서 계산되었다. Shroud 등⁹은 caliper method를 이용하여 프랙탈차원을 계산하였다. 본 실험에서는 골판통과 하악골편의 이진영상을 골격화하고 box counting method를 사용한 결과 프랙탈차원이 $1 < D < 2$ 의 값을 나타내었다.

골다공증과 프랙탈차원의 관계에 대하여 Majumdar 등²³은 정상인에서 프랙탈차원은 1.62였고 골다공에서는 1.20를 나타내었다고 보고하였다. Southard 등⁹은 탈회된 인간 상악치조골에서 프랙탈차원은 1.26에서 1.10으로 감소하였고 Lee 등¹⁵은 소의 대퇴골에서 선상 관심영역에서 측정된 프랙탈차원은 탈회시 감소되었다고 보고한 반면 Ruttimann 등⁸은 인간 하악치조골에서 탈회후가 탈회전보다 프랙탈차원이 증가하였다고 보고하였다. 본 실험에서는 골판통과 하악골편 모두에서 골밀도가 낮아질수록 프랙탈차원이 낮아진 결과를 얻었다. 이러한 차이는 프랙탈분석법의 차이에 의할 수도 있고 사용한 골조직이 서로 달랐음을 고려해야 할 것으로 생각된다. Southard 등^{24,25}도 최근 논문에서 건강한 여성(20-78세)에서 치조골의 방사선상 프랙탈차원과 치조골밀도간에 상관관계가 상악의 경우 $r = 0.47$ 하악의 경우 $r = 0.58$ 로 비교적 높게 나타났으나 척추 골반 완골의 골밀도와는 상관관계를 보이지 않았다고 하였다.

한편 골다공증은 골밀도와 골소주의 구조적 형태 둘다 관계가 있을 수 있고 이진영상의 골격화는 골소주의 구조적 형태를 반영할 수 있어¹⁷ 골밀도와 프랙탈차원의 관계를 검토할 때 역시 고려되어야 할 것으로 사료된다.

분석이나 진단 방법은 그 기본적인 이론이나 장단점 및 한계에 대한 확실한 지식도 없이 연구방법으로 이용하거나 결과를 해석하게 되면 오류가 생길 수 있다. 지금까지 프랙탈분석을 이용한 많은 논문들에서 서로 상반된 결과가 발표되어 다양한 관계인자에 대한 프랙탈차원의 안정성이 검토되어야 한다.

본 실험에서는 노출시간의 차이에 의해 건조하악골편에서는 노출차이에 의해 프랙탈차원은 유의한 차이를 보이지 않았으나 골판통에서 동일한 작은 관심영역에서 유의한 프랙탈차원의 차이를 보였다 ($p < 0.05$). 이는 노출시간에 의한 흑화도의 차이가 프랙탈차원에 영향을 줄 수 있음을 시사하고 있으며 가능한 한 노출을 일정하게 하거나 흑화도의 보정을 시행할 필요가 있다고 생각되었다. Southard 등¹¹도 상악치조골의 10개의 시편에서 흑화도를

보정한 연구결과 프랙탈차원은 칼슘 농도의 감소와 매우 높은 상관관계($r = -0.94$)를 나타냈다고 보고한 바 있다.

영상의 추출 시 픽셀흑화도의 역치의 변화에 따라 프랙탈차원이 달라지므로 프랙탈분석으로 대상을 비교할 때 영상의 추출 시 흑화도의 역치값을 일정하게 주어야 하나¹⁰ 본 실험에서는 일정한 역치의 조건하에서도 영상공제처리 시 수정계수에 의한 증폭의 차이가 프랙탈차원 과 골밀도간의 회귀성에 크게 영향을 줄 수 있음이 밝혀졌다. 적정 노출 조건(7 mA, 70 kVp, 1.0 sec 노출)하에서 얻어진 영상 처리에서 수정계수가 0.8일때 골판툼과 건조하악골편 모두에서 골밀도 차이에 따른 골격화양상에서 일관성있는 육안적 차이를 나타내었다(Figs. 4, 5). 이때 골밀도(구리당량치)가 낮아질수록 비교적 높은 상관관계를 보이며 프랙탈차원이 낮아졌다(골판툼: $r > 0.87$. 건조하악골편: $r > 0.68$).

관심영역의 크기에 있어서 본 실험결과 1.2초의 동일 노출에서 골판툼의 직경이 큰 군에서 관심영역의 크기의 차이에 의해 프랙탈차원은 유의한 차이를 보였으나($p < 0.05$) 건조하악골편에서 관심영역의 크기의 차이에 의해 프랙탈차원은 유의한 차이를 보이지 않았다($p > 0.05$). 이는 Lee 등¹⁵와 Shrout 등¹⁴의 관심영역의 크기와 모양이 치조골의 프랙탈분석의 결과에 영향을 줄 수 있다는 보고와 일치하였다.

Pornprasertsuk 등²⁶은 2차원푸리에변환을 시켜 서로 다른 영상수용매체에 의해 프랙탈차원은 영향받지 않았고 다른 골간에는 차이가 없었으나 한 골내의 세 지역간에는 유의한 프랙탈차원의 차이가 있었다고 하였다. 또한 허 등²²은 악골의 수술 후 치유과정에서 골 형성의 정도를 확인할 수 있어 술 후 1, 2일 후와 1개월 후의 값이 차이를 보여 단순한 방사선사진의 흑화도에서는 차이를 보이지 않는 시기이나 미세한 골소주의 형성은 이루어지고 있으므로 프랙탈차원은 뚜렷한 변화를 보여주었다고 평가하였다. 이는 프랙탈분석의 유용성을 시사하는 바가 크다고 할 수 있겠다. 본 실험에서도 엄격히 설계된 조건하의 실험에서 골밀도와 프랙탈차원은 높은 상관관계를 나타내어 향후 치조골조직에 대한 프랙탈분석에서 촬영각도와 흑화도 역치 상악 하악 관심영역의 크기를 가능한 동일하게 처리하여 적용되는 분석방법을 사용한다면 임상적으로 유용할 것으로 사료된다.

이상의 결과를 종합하여 보면 노출시간, 관심영역의 크기, 영상공제시 수정계수는 프랙탈차원에 영향을 줄 수 있다. 따라서 선택된 분석법과 함께 동일한 노출 역치 관심영역의 크기를 적용하고 공제영상의 증폭정도를 조절한다면 프랙탈분석은 치과용 필름을 이용한 골밀도 분석에 유용하다고 사료된다.

참 고 문 헌

1. Goaz PW, White SC. Oral radiology: principles and interpretations.

- 2nd ed. St Louis: CV Mosby Co; 1987. p. 86-94.
- Nagamine N, Tani K, Hara Y, Akamine A, Maeda K, Kauda H, et al. Radiographic quantitative analysis of bone repair on chronic apical periodontitis. 日本齒科保存學雜誌 1986; 28 : 232-42.
 - 米良豊常. デジタルサブトラクション法による齒槽骨變化の評価. 日齒周誌1989; 31 : 129 -46.
 - Sun H, Ohki M, Yamada N. Quantitative evaluation of bone repair of periapical lesions using digital subtraction radiography. Part 2: Clinical Application. Oral Radiol 1991; 7 : 35-46.
 - 김재덕, 김영진. 시간경과에 따른 골변화의 영상분석에 관한 연구. 대한구강악안면방사선학회지 1997; 27 : 521-34.
 - 박원길, 최의환, 김재덕. 하악골 골밀도의 정량적 평가에 관한 비교 연구. 대한구강악안면방사선학회지 1999; 29 : 161-74.
 - Geraets WG, van der Stelt PF. Fractal properties of bone. Dentomaxillofac Radiol 2000; 29 : 144-53.
 - Ruttimann UE, Webber RL, Hazelrig JB. Fractal dimension from radiographs of periodental alveolar bone. A possible diagnostic indicator of osteoporosis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1992; 74 : 98-110.
 - Shrout MK, Potter BJ, Hildebolt CF. The effect of image variations on fractal dimension calculations. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1997; 84 : 96-100.
 - Parkinson IH, Fazzalari NL. Methodological principles for fractal analysis of trabecular bone. J Microsc 2000; 198 : 134-42.
 - Southard TE, Southard KA, Jakobsen JR, Hillis SL, Najim CA. Fractal dimension in radiographic analysis of alveolar process bone. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1996; 82 : 569-76.
 - Southard TE, Southard KA. Detection of simulated osteoporosis in maxillae using radiographic texture analysis. IEEE Trans Biomed Eng 1996; 43 : 123-32.
 - Chen SK, Chen CM. The effects of projection geometry and trabecular texture on estimated fractal dimensions in two alveolar bone models. Dentomaxillofac Radiol 1998; 27 : 270-4.
 - Shrout MK, Hildebolt CF, Potter BJ. The effect of varying the region of interest on calculations of fractal index. Dentomaxillofac Radiol 1997; 26 : 295-8.
 - Lee KI, Choi SC, Park TW, You DS. Fractal dimension calculated from two types of region of interest. Dentomaxillofac Radiol 1999; 28 : 284-9.
 - Wilding RJC, Slabbert JCG, Kathree H, Owen CP, Crombie K, Delpont P. The use of fractal analysis to reveal remodeling in human alveolar bone following the placement of dental implants. Arch Oral Biol 1995; 40 : 61-72.
 - White SC, Rudolph DJ. Alterations of the trabecular pattern of the jaws in patients with osteoporosis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1999; 88 : 628-35.
 - Mandebrot B. The fractal geometry of nature. San Francisco: Freeman Co; 1982.
 - Smith TG Jr, Marks WB, Lange GD, Sheriff WH Jr, Neale EA. A fractal analysis of cell images. J Neurosci Methods 1989; 27 : 173-80.
 - Veenland JF, Grashius JL, van der Meer F, Beckers AL, Gelsema ES. Estimation of fractal dimension in radiographs. Med Phys 1996; 23 : 585-94.
 - Chen J, Zheng B, Chang YH, Shaw CC, Towers JD, Gur D. Fractal analysis of trabecular patterns in projection radiographs:an assessment. Invest Radiol 1994; 29 : 624 -9.
 - Heo MS, Park KS, Lee SS, Choi SC, Koak JY, Heo SJ, et al. Fractal analysis of mandibular bony healing after orthognathic surgery. Oral

- Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2002; 94 : 763-7.
23. Majumdar S, Weinstein RS, Prasad RR. Application of fractal geometry techniques to the study of trabecular bone. Med Phys 1993; 20 : 1611-9.
24. Southard TE, Southard KA, Krizan KE, Hillis SL, Haller JW, Keller J, et al. Mandibular bone density and fractal dimension in rabbits with induced osteoporosis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000; 89 : 244-9.
25. Southard TE, Southard KA, Lee A. Alveolar process fractal dimension and postcranial bone density. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2001; 91 : 486-91.
26. Pornprasertsuk S, Ludlow JB, Webber RL, Tyndall DA, Yamauchi M. Analysis of fractal dimensions of rat bones from film and digital images. Dentomaxillofac Radiol 2001; 30 : 179-83.