

# 연령 변화에 따른 치조골의 디지털 방사선학적 특성비교

원광대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실

이 건 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

인간의 골격은 정상골의 재형성 과정에 필요한 칼슘의 저장고 역할을 함으로써 구조적 적합성과 칼슘대사의 유지에 큰 역할을 한다. 성장과정 중에는 positive calcium balance가 유지되어 골량이 증가하게 되고 연령의 증가나 대사성 질환에 이환되었을 때에는 negative calcium balance가 형성되어 골량이 감소한다.

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 영향

을 받아서 남자의 경우 매년 0.7%, 폐경기 이전의 여성의 경우 1.2% 정도의 골량감소를 보이는 것으로 보고되고 있으며 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>1,2)</sup>. 조직학적으로 골량의 감소는 피질골의 비박, 다공성의 증가, 골주수와 크기의 감소 등으로 관찰되어 진다.

골다공증은 일반적으로 폐경기 이후에 가속되어 진다. 미국에는 약 천내지 천오백만명의 골다공증 환자가 있으며 이 환자들은 자주 50 - 60대에 골주가 많은 골 특히 척추, 손목 등에서 골절을 경험하고 피질골의 비율이 높은 골반의 골절 등은 더욱 후에 발생하는 것으로 보고되고 있다<sup>1,2)</sup>.

일반적으로 골다공증의 방사선학적 변화는 특별한 조건과 특정 부위에서 골주와 피질골의 방사선투과상을 보인다. 예를 들면 폐경기로 인한 골다공증의 경우 척추의 방사선사진 관찰시 척추방향의 골주보다 수평방향의 골주가 더 많은 흡수양상을 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 골내막성 흡수가 주

\* 이 논문은 '96학년도 원광대학교 교비지원에 의해서 연구됨.

로 관찰되며 방사선 상으로는 피질골의 비박으로 나타난다<sup>2)</sup>.

척추는 골다공증에 잘 이환되는 부위로서 언급되어지며 높은 빈도의 골절과 이로 인한 척추와 관련된 증상을 보인다. 어떤 학자들은 말단골의 변화가 얼마만큼 전신 대사질환을 잘 대변할 수 있는지에 대한 의문을 제기 한다<sup>2)</sup>. 그러나 통계상 척추 이외의 부위 특히 골반, 관골, 요골의 원심말단 등에서 골절이 두드러 진다<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>2,6-9)</sup>. 또한 나이와 연관된 치조골의 소실은 치아지지의 약화, 치근의 노출, 치아상실 등으로 이어진다고 믿어지고 있다<sup>1,10-12)</sup>.

Nedelman과 Bernick<sup>13)</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>14)</sup>.

골다공증에 있어서 한가지 큰 문제점은 위험에 있는 환자를 발견하기 좋은 진단방법이 부족하다는 것이다. 일반 방사선사진은 이용하기 편하고 빠르고 환자에 불편감이 적고 비교적 저렴한 가격의 골 평가방법이다. 그러나 이방법은 일반적으로 민감도가 떨어진다. 예를들면 척추방사선사진에서의 문제점으로는 최소한 30%의 무기질이 상실되어야 관찰이 가능하다는 점<sup>15)</sup>, 호흡에 따른 상의 결점, 구조물의 중첩, 환자위치 변화 등이 제기되고 있다<sup>3)</sup>. 중수골의 방사선 사진에서 피질골의 두께를 측정하는 방법도 있는데 이 방법은 값싸고 이용이 편리하지만 병이 많이 진행된 뒤에 관찰이 가능하다는 점이 단점이다<sup>16)</sup>.

골석회화 정도의 방사선학적 정량평가는 전통적으로 주로 흑화도계를 이용한다. 이 방법은 골의 방사선학적 농도를 같은 조건하에서 촬영된 참고물질의 두께로 환산하여 이 수치가 마치 방

사선 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>4,17)</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.

Kribbs 등<sup>12,18)</sup>은 microdensitometric technique을 이용하여 하악골을 연구하였으며 정상군과 골다공증 환자 사이에 골량과 방사선 농도가 유의한 차이를 보인다고 하였으나 두 군간에 많은 부분이 중첩됨을 보고하였다.

요즘 골다공증의 문제점이 많이 지적이 되고 있으며 특히 폐경기에 즈음한 중년 여성에서의 골다공증이 많이 논의 되고 있다. 일반적으로 골량이 최고치에 이르는 20대를 지나면서 점차 골량이 감소되며 폐경을 기점으로 골다공증이 가속된다고 보고되고 있다. 이번 연구의 목적은 20대의 젊은 여성과 폐경이 지난 후 2년 이내의 50 - 60대의 여성의 치근단 사진에서 보이는 골주의 특성 몇가지를 디지털화된 영상을 이용하여 연구하여 20대 이후에 생리적인 골량의 감소가 어느정도 인지를 알아보려고 한다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 연구 대상

치근단 사진은 두가지 군으로 나뉘는데 무작위로 추출된 20대(평균연령  $25.36 \pm 4.53$ )여성 20명과 폐경이 지난지 2년이 안된 50 - 60대(평균연령  $59.23 \pm 7.34$ )여성 20명을 대상으로 촬영하고 누구도 전신질환이나 골질에 영향을 주는 치료나 질환을 가지고 있지 않은 사람만을 대상으로 하였다.

**Table 1.** Radiographic density values in young women(mean age : 25.36±4.53) and postmenopausal women(mean age : 59.23±7.34).

No.	Young Women		Postmenopausal Women	
	Area	Profile	Area	Profile
1	207.81±5.29	207.71±8.34	213.78±6.74	214.75±5.05
2	214.81±8.09	214.52±8.51	214.84±4.40	215.00±4.12
3	222.06±2.07	222.22±1.77	191.94±6.37	189.92±4.84
4	119.76±8.88	121.84±7.27	225.19±6.80	226.10±7.89
5	215.22±5.64	216.34±5.87	223.33±4.73	221.85±5.45
6	214.93±6.87	216.85±7.46	216.84±2.89	217.67±2.69
7	209.50±7.74	209.74±7.82	216.13±6.37	214.45±6.76
8	215.93±5.74	216.18±5.71	211.34±3.64	212.49±3.93
9	194.09±7.26	195.86±6.70	228.13±4.92	227.91±4.36
10	219.63±3.89	219.62±4.60	204.32±6.33	207.03±4.85
11	211.35±7.04	211.16±8.24	194.53±5.19	195.08±8.73
12	199.34±4.82	199.21±4.63	210.65±5.03	212.33±3.92
13	202.50±6.64	204.36±6.00	223.66±3.02	224.35±2.18
14	189.39±5.97	191.28±4.28	223.80±2.68	223.82±3.51
15	212.69±5.85	212.86±6.10	218.05±5.56	217.96±4.98
16	220.47±8.19	225.14±6.58	210.34±6.39	211.14±5.18
17	185.14±5.44	184.92±5.29	218.37±4.10	218.79±3.39
18	189.51±5.35	188.29±4.57	209.05±4.00	209.40±5.05
19	208.67±3.95	209.19±3.70	219.93±3.54	220.18±3.54
20	222.03±4.18	221.00±4.47	225.79±3.72	225.18±4.17

These values are regarded as the intensities of each pixel element in the array ranging from (white) to 255 (black).

## 2. 방사선 사진촬영

모든 필름(E-speed film No. 2, Kodak)은 구 내방사선촬영기인 YOSHIDA사의 REX602를 이용하여 동일한 조건(60 kVp, 0.9 sec, 10 mA)하에서 평행촬영 기구인 PRECISION<sup>®</sup>을 이용하여 평행촬영을 시행하였으며 동일한 조건의 자동현상기(DÜRR DENTAL)에서 현상되었다. 연구의 일정성과 간편성을 고려하여 치조골의 촬영은 상악 우측 견치와 측절치 사이에서 얻어지며 만약 부적절한 상황에서는 좌측의 견치와 측절

치사이에에서 얻어지게 된다. 방사선사진의 디지털화할 때 흑화도를 보정하기 위해서 촬영시 필름에 4 mm 알루미늄 웨지를 부착하여 촬영을 시행하였다.

## 3. 방사선 사진의 디지털화

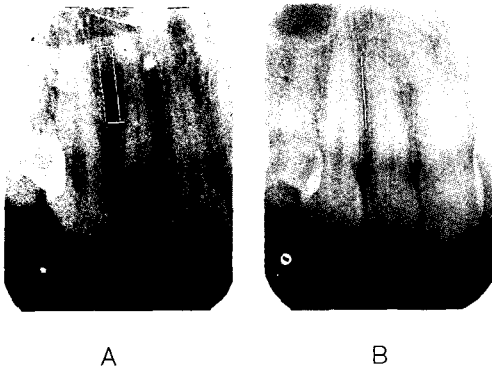
현상된 필름은 Nikon 35mm film scanner (LS-3510AF)에 의해서 1312 x 1024 pixel x 8 bit depth matrix상태로 디지털화 하였고 사용된 Scanner는 Macintosh LC III computer(Apple

**Table 2.** Mean radiographic feature values in young women and postmenopausal women.

Feature		Young women(n=20)	Postmenopausal women(n=20)	Difference of mean value
Area	Mean	203.74 ± 24.67	207.72 ± 20.63	3.98(p=0.053)
	Ver	38.07 ± 19.69	24.99 ± 13.22	13.08(p=0.026)
Profile	Mean	204.08 ± 24.28	209.61 ± 18.59	5.53(p=0.059)
	Ver	37.73 ± 20.17	24.80 ± 17.82	12.93(p=0.035)

Mean : the mean scan line pixel intensity

Var : the variance of that intensity

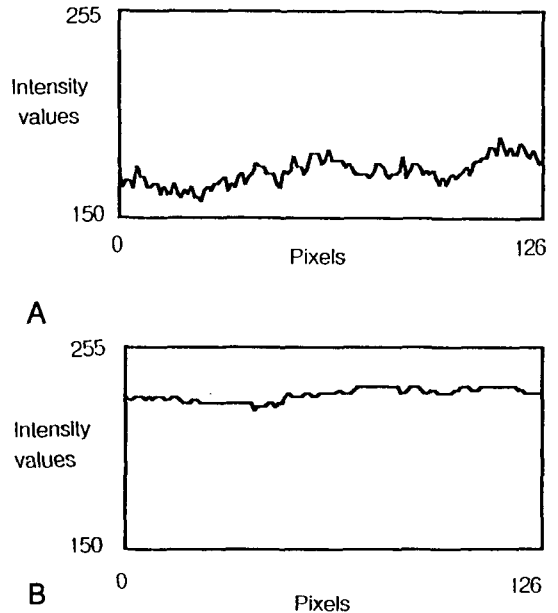


**Fig 1.** Digitized periapical radiographs with selected areas(A) and profiles(B) of subjects as displayed on computer monitor.

Computer, Charlotte, N.C.)와 연결되어 있다. Adobe photoshop 3.0을 이용하여 디지털화상을 얻은 후 화상의 크기와 해상도를 일정하게 변환시킨 후에 NIMH Image 1.37(NIH Research Services Branch, Bethesda, Md.)의 프로그램을 이용하여 평균흑화도를 구하였다.

#### 4. 측정 내용

디지털화된 화상에서 크게 2가지의 측정을 하였다. 첫 번째는 상악측절치와 견치사이의 치조골에서 측절치의 치근단의높이를 한면으로 하는



**Fig. 2.** Intensity values plots for corresponding profiles seen in Fig. 2 : A, 23-year-old women, B, 60-year-old women.

일정한 크기의 사각형(0.1 x 0.5 inch)을 치조골 변연부쪽으로 설정하여 그 범위내의 화소의 평균흑화도를 계산한다(Fig. 1-A). 두 번째는 첫 번째에서 선택한 영역의 0.5 inch의 수직 중심선을 기준으로하여 방사선학적 측면도를 얻어서 평균흑화도를 계산하였다(Fig. 1-B). 흑화도는 백색을 0, 흑색을 255로하는 256 등급의 회색조

배열을 이용하여 수로 나타내었다.

### III. 연구 결과

일정영역(Area)과 일정길이(Profile)에서 계측된 각 화소들의 평균흑화도가 Table 1에 나타나 있으며 Table 2에는 두 군간의 차이를 분석한 결과를 보여주고 있다. 약간은 폐경기 발생이 2년 이내인 여성에서 평균흑화도가 높았으나 두군간의 유의한 차이가 없었다( $P>0.05$ ). 그러나 일정영역을 선택하여 분석하는 방법과 해부학적 잡음을 최소한으로 줄이기 위한 방사선학적 측면도 사이의 상관관계는 매우 높은 것으로 사료된다(multiple R = 0.99743, R Square = 0.99486, Signif F. = 0.0000). 또한 주목할만한 것은 일정영역과 일정길이의 화소들의 흑화도 차이를 보여주는 표준편차의 차이에서는 유의성을 나타내었다( $p<0.05$ ). Fig. 2 은 두 군에서 구해진 측면도의 도면을 보여주고 있다.

### IV. 총괄 및 고찰

진행된 골다공증환자의 악골에서 나타나는 방사선학적 변화를 보고된 논문들에 비추어 볼 때<sup>14)</sup> 치근단 사진에서 나타나는 상악 또는 하악골의 방사선학적인 변화는 여러면에서 골다공증의 초기 상태를 대변할 수 있음을 시사한다. 상악골 전치부의 치조골은 전신질환에 이환된 악골의 변화를 가장 잘 대변할 수 있는 부위이고 방사선 사진을 디지털화하는 데에 적합한 부위로 추천되고 있다. 또한 치근단 사진은 상악치조골의 미세한 변화를 잘 나타내어 골다공증 환자의 관찰에 용이한 것으로 사료된다. 이는 일생을 통하여 대부분의 사람에게 가장 평범하고 공통적으로 사용될 수 있고 일반적으로 초기 골변화는 골주에서 관찰되며 특히 치근단 사진은 골주가 가장 잘 관찰되는 사진이기 때문이다.

저자의 연구 결과를 볼때에 정상군이라고 볼 수 있는 20대 여성과 환자군으로 생각할 수 있는 폐경기에 접한 중년여성간의 치조골 골주의 방사선 흑화도는 큰 차이를 보이지 않았고 Sou-

thard 등의 결과<sup>19,20)</sup>는 20대와 70대사이에 큰 차이를 보였는데 이는 Southard 등의 보고에서는 20대와 폐경이 많이 지난 70대를 기준으로 하였기 때문에 유의성 있게 매우 큰 차이를 보였으리라 생각되어 저자의 결과에 크게 반하는 내용은 아니라고 본다. 이 두 사실을 종합하여 미루어 볼때에 흥미 있는 결과를 나타낸다. 또한 이런 연구 등은 골밀도 또는 방사선학적 흑화도를 특성으로 하는 어떤 자동적인 분류체계를 만들 수 있다는 가능성을 내포하고 있다. 일반적으로 이런 체계의 사용에는 몇가지 고려해야 할 인자들이 있다. 첫째로 유용한 사용체계라면 특징적 성질이 정량화 될 수 있어야 하고 만약 병적인 변화가 인간의 골에서 나타난다면 그와의 관계가 기술되어야 하며 또한 골석회화에서의 변화를 인지할 수 있는 체계의 민감도와 가성양성 반응의 비율도 밝혀져야 할 것이다.

일반적인 경우 방사선학적으로 변화를 인지할 수 있는 칼슘상실의 비율을 30% 내지 50% 또는 60%로 추정하고 있다<sup>21)</sup>. 그러나 Lachmann과 Whelan<sup>16)</sup>은 동물실험을 하여 방사선 사진에서 감지될 수 있는 골의 탈회량은 특히 골의 종류와 부위에 따라 다르다고 하였다. 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.

방사선 사진을 디지털화 할 때에 문제가 되는 것중에 하나는 해부학적 또는 구조적 잡음이다. 상악동, 비와, 인접 치근 등의 해부학적 구조물들은 ROI(Region of Interest)를 흐리게 할 수 있다. 특히 치근 사이의 치조골에서 고려되어야 하는 잡음은 인접한 치근으로서 치근사이의 거리가 문제이다. Southard 등<sup>19,20)</sup>은 일정영역의 치조골을 디지털 영상분석을 위해서는 최소한 치근이 2 mm 이상 떨어져야 한다고 주장하고 이의 문제를 최소화하기 위해 영역이 아닌 측면도를 중심으로 골주의 특성을 분석하고자 하였다. 특히 이들은 영상 표면의 거칠기의 정도를 표현하는 Fourier spectral transformation<sup>22)</sup>을 이용

하여 젊은 여성과 나이드 여성간의 상악 전치부 치조골 부위의 방사선학적 측면도가 큰 차이를 보임을 보고하였다. 그러나 치조골 부위에서 측면도를 위해 선택된 선의 위치에 따라 분석한 결과 오차가 생길 가능성이 매우 크다고 사료되어 저자는 영역과 측면도를 모두 관찰하고자 하였다.

다른 한가지 문제점으로 연조직의 효과를 지적할 수 있다. Southard 등<sup>19,20)</sup>은 이를 위해 연조직의 흑화도를 따로 계산하였으나 저자는 촬영시 흑화도의 표준화를 위해 사용된 알루미늄 스텝웨지를 포함한 필름의 전체 영역을 연조직이 덮여있는 상태에서 촬영하여 사진의 디지털화에 연조직에 의한 흑화도의 차이를 조절하였다.

저자의 연구 결과를 보면 골량이 최고치에 이르는 20대에서의 평균 방사선학적 흑화도와 폐경이 된지 2년이 안되는 중년 여성에서는 의미 있게 큰 차이를 보이지 않았다. 이 결과는 폐경 전까지 생리적인 골량의 감소는 그다지 크지 못하다는 것을 알 수 있다. 그러나 이때에도 일정 영역과 일정길이에서 측정된 각 화소들의 흑화도 편차는 유의성 있는 차이를 보였는데 이 결과를 토대로 생각해 보면 전체 평균흑화도는 골주의 감소를 발견하는 민감도가 낮은 반면 각 화소들의 표준편차 또는 분산은 골주의 감소를 비교적 잘 반영함을 알 수 있다. 다시 말해서 골다공증의 초기 변화라고 보여지는 골주가 작아지고 가늘어지는 현상을 각 화소들의 편차나 분산이 잘 표현한다는 사실은 영상 표면의 거칠기의 정도를 표현하는 Fourier spectral transformation의 유용성을 내포하고 있다.

## V. 결 론

원광대학교 부속치과병원에 내원한 환자 중 전신질환이나 골질에 영향을 주는 치료나 질환을 가지고 있지 않은 사람만을 대상으로하여 무작위로 추출된 20대(평균연령 25.36±4.53)여성 20명과 폐경이 지난지 2년이 안된 50 - 60대(평균연령 59.23±7.34)여성 20명을 치근단 촬영을 하여 현상된 필름은 Macintosh LC III computer

(Apple Computer, Charlotte, N.C.)와 Nikon 35mm film scanner(LS-3510AF)를 이용하여 1312 x 1024 pixel x 8 bit depth matrix상태로 디지털화 하였고 Adobe photoshop 3.0을 이용하여 디지털화상을 얻은 후 화상의 크기와 해상도를 일정하게 변환시킨 후에 NIMH Image 1.37(NIH Research Services Branch, Bethesda, Md.)의 프로그램을 이용하여 상악 측절치와 견치 사이의 치조골에서 0.1 x 0.5 inch크기의 사각 영역의 평균흑화도와 0.5 inch의 수직선의 방사선학적 측면도를 구하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 건강한 20대 여성과 폐경 후 2년이내의 중년 여성간의 방사선학적 흑화도 차이는 크지 않았다( $p>0.05$ ).
2. 치조골의 일정영역을 잡아서 얻은 방사선학적 흑화도와 해부학적 잡음을 최소화한 방사선학적 측면도와와의 상이에는 매우 높은 상관관계가 있었다(multiple R = 0.99743, R Square = 0.99486, Signif F. = 0.0000).

## REFERENCES

1. Shane E. Osteoporosis. In: Manolagas SC, Olefsky JM, eds. Metabolic bone and mineral disorders. New York Churchill Livingstone, 1988; 151-92.
2. Wakley GK, Baylink DJ. Implants : systemic influences. CDAJ 1987;15:76-85.
3. Genant HK, Vogler B, Block JE. Radiology of osteoporosis. In: Riggs BL, Melton LJ, eds. Osteoporosis: etiology, diagnosis and management. New York: Raven Press, 1988;181-220.
4. Rockoff SD. Radiographic trabecular quantitation of human lumbar vertebrae in situ. I. Theory and method for study of osteoporosis. Invest Radiol 1967;2:272-89.
5. Chalmers J. Distribution of osteoporotic changes in the aging skeleton. Clin Endocrinol Metab 1973; 2:203-20.
6. Henrikson PA. Periodontal disease and calcium deficiency: an experimental study in the dog. Acta Odontol Scand 1968;26(suppl 50);1-132.
7. Shafer WG, Hine MK, Levy BM. A textbook of oral

- pathology. Philadelphia: WB Saunders, 1983:658-61.
8. Midgett RJ, Shaye R, Fruge JF. The effect of altered bone metabolism on orthodontic tooth movement. *Am J Orthod* 1981;80:256-62.
  9. Roberts WE, Garetto LP, Arbuckle GR, Simmons KE, DeCastro RA. What are the risk factors of osteoporosis? Assessing bone health. *J Am Dent Assoc* 1991;122:59-61.
  10. Groen JJ, Menzel J, Shapiro S. Chronic destructive periodontal disease in patients with presenile osteoporosis. *J Period* 1968;39:19-23.
  11. Avioli LV. Osteoporosis: pathogenesis and therapy. In: Avioli LV, Krane SM, eds. *Metabolic bone disease*. Vol 1. New York: Academic press, 1977: 307-85.
  12. Kribbs PJ, Smith DE, Chesnut CH. Oral findings in osteoporosis. Part I. Measurement of mandibular bone density. *J Prosthet Dent* 1983; 50:576-9.
  13. Nedelman CI, Bernick S. The significance of age changes in human alveolar mucosa and bone. *J Prosthet Dent* 1978;39:495-501.
  14. Keller EE, Stafne EC, Gibilisco JA. Oral radiographic manifestations of systemic disease. In: Gibilisco JA, ed. *Stafne's oral radiographic diagnosis*. 5th ed. Philadelphia: WB Saunders, 1985:284-5.
  15. Taylor AK, Lundy MW, Libanati CR, Baylink DJ. Diagnostic tests for metabolic bone and mineral disorders. In: Manolagas SC, Olefsky JM, eds. *Metabolic bone and mineral disorders*. New York: Churchill Livingstone, 1988:33-62.
  16. Lachmann E, Whelan M. The roentgen diagnosis of osteoporosis and its limitations. *Radiology* 1936;26: 165-77.
  17. 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* 1967;2:339-52.
  18. Kribbs PJ. Comparison of mandibular bone in normal and osteoporotic women. *J Prosthet Dent* 1990;63:218-22.
  19. Southard KA, Southard TE. Quantitative features of digitized radiographic bone profiles. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1992;73:751-9.
  20. Southard KA, Southard TE. Comparison of digitized radiographic alveolar features between 20- and 70-year-old women. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1992;74:111-7.
  21. Lachman E. Osteoporosis: the potentialities and limitations of its roentgenologic diagnosis. *Am J Roentgenol* 1955;74:712-5.
  22. Pratt WK. *Digital imaging Processing*. New York: John Wiley & Sons, 1978:506.

- ABSTRACT -

## Comparison of digitized radiographic alveolar features with age

Lee Keon Il

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

The purpose of the present study was to use digital profile image features and digital image analysis of fixed-dimension bone regions, extracted from standardized periapical radiographs of the maxilla, to determine whether differences exist in alveolar bone of younger women (mean age :  $59.23 \pm 7.34$  years) and just menopausal women (mean age :  $59.23 \pm 7.34$ ). Periapical films were used from two groups of 20 randomly selected women. None of the subjects had a remarkable medical history. To simplify protocol, we chose one interproximal bone area between the maxillary right canine and lateral incisor for study. Each film was digitized into a 1312 x 1024 pixel x 8 bit depth matrix by means of a Nikon 35 mm film scanner (LS-3510AF, Japan) with fixed gain and internal dark current correction to maintain constant illumination. The scanner was interfaced to a Macintosh LC III computer (Apple Computer, Charlotte, N.C.). Area and profile orientation were selected with a NIMH Image 1.37 (NIH Research Services Branch, Bethesda, Md.). Histogram features were extracted from each profile and area. The results of this study indicate that mean pixel intensities didn't differ significantly between two groups and there was a high correlation-coefficient between digitized radiographic profile features and area features.