

# 실험적으로 제작한 Videodensitometer의 디지털 영상처리와 임상적 적용에 관한 연구

경희대학교 치과대학 치과방사선학교실

박관수 · 이상래

## 목 차

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고 문헌
- 영문 초록

## I. 서 론

인체에 투과 또는 반사된 방사선, 초음파, 자력선등의 아날로그신호를 디지털신호로 변환시켜 디지털영상으로 재현시키는 디지털방사선촬영술의 한 분야<sup>1)</sup>인 Videodensitometry법은 디지털영상의 흑화도를 화소(picture elements)의 평균계조도(average gray level)로 나타내게 된다<sup>2)</sup>.

Videodensitometry법에서는 X선사진의 입력, 아날로그-디지털변환 및 영상의 재구성등이 컴퓨터로 제어되는데, X선사진상을 컴퓨터에 입력시키기 위하여서는 스캐너 또는 비디오사진기가 주로 이용된다<sup>3)</sup>. 일반적으로 스캐너와 비디오사진기간에는 X선사진 흑화도의 인지능의 차이는 없으나, 스캐너를 사용할 경우 디지털영상의 왜곡이 발생되고 디지털정보의 양도

많아지므로<sup>13)</sup>, 수평주사선의 수가 525개인 비디오사진기를 입력장치로 사용하는 것이 경제적이고 환자의 피폭 경감에도 도움이 된다고 알려져 있다<sup>4,5)</sup>.

또한 Videodensitometry법은 전 과정이 컴퓨터로 제어되므로 디지털영상의 대조도와 흑화도의 조절이 가능하고, X선사진에서 판독이 곤란한 병변들의 관찰<sup>6)</sup>, 골무기질함량의 분석, 골양의 형태학적 분석이 가능하다<sup>2,7,8)</sup>. 골무기질함량의 분석에는 파괴적인 방법으로는 조직형태학적 방법<sup>9)</sup>, 회분증량분석법<sup>10)</sup>이, 비파괴적인 방법으로는 Compton scattering technique, neutron activation analysis, single photon absorptiometry, dual photon absorptiometry, quantitative computed tomography, videodensitometry법 등<sup>7,8,11)</sup>이 이용되고 있으나, 이중 Videodensitometry법은 형태학적 분석과 비파괴적 정량분석이 동시에 가능한 잇점을 가진다<sup>2)</sup>. 치아우식증, 치조골 및 악안면 골병변의 진단, 치아경조직의 무기질함량의 측정, 치아구조의 3차원적인 영상재구성등<sup>12-16)</sup>은 물론 타액선이나 혈관의 조영사진상을 디지털영상화하여 이들의 미세구조와 기능을 평가하기 위하여 Videodensitometry법이 활발히 이용되고 있다<sup>17,18)</sup>. Videodensitometry법을 진단이나 골량의 정량적인 분석등에 이용하기 위해서는 X선사진상의 입력과 디지털영상처리시 비디오 신호를 디지털 신호로 변환시키는 과정에

서 발생될 수 있는 신호대잡음비<sup>19)</sup>, 입력장치의 종류<sup>14,5)</sup>, 광원의 균질성<sup>20)</sup>, 화소의 크기<sup>21)</sup>, 디지털 정보의 양<sup>122)</sup>, 디지털영상처리방법<sup>14)</sup> 등이 고려되어야 한다.

또한 치아경조직이나 골량의 정량화에 이용되는 Videodensitometry법에서는 Aluminum참조체를 X선필름에 부착시켜 얻는 X선사진상에서 이들의 변화를 Aluminum 등가치로 환산하여 측정하게 되므로 Aluminum 등가치 환산의 정확도가 이들의 측정치에 많은 영향을 미치게 된다<sup>8)</sup>.

이상의 선학들의 연구보고를 토대로 하여 저자는 치아우식증, 치주질환의 진단, 골병변의 술후 치유정도와 대사성골질환의 악골변화, 타액선의 기능 및 미세구조등의 평가에 이용될 수 있는, Videodensitometer를 실험적으로 제작하고, Videodensitometry법의 디지털영상처리과정중 공간편평화(spatial smoothing)를 시행하여 각각의 디지털 영상을 평가하였으며, 범랑질, 상아질, 치조골의 Aluminum 등가치를 산출하여 치과임상에서 응용할 수 있는 근거를 마련하고자 본 연구를 시행하여 다소 의의 있는 지견을 얻었기에 이를 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 연구재료

#### 1) X선사진촬영 및 현상

피사체는 치조골의 흡수가 적은 인체 건조화악골이었으며, 동일위치가 촬영되도록 하악구치부를 아르틸레진으로 인상채득하여 교합제를 만든 다음, 1계단의 두께가 2mm인 10계단의 Aluminum step wedge와 필름유지기구(Rinn Co., U. S. A.)를 교합제에 부착시켜 평행법으로 촬영하였다. 또한 감광도 E군(Ektaspeed EP-21, Kodak Co., U. S. A.)의 치근단필름을 Flexomatic 90(S. S. White Co., U. S. A.)X선촬영장치를 이용하여 70kVp, 48impulse의 조건으로 촬영하였고, 이를 DENT-X9000(AFP imaging Co., U. S. A.) 자동현상기로 현상하였으며, 현상조건은 80.6°F, 4·5분, 사용된 현상액은 Konica현상액(Konica Co.,

Japan)이었다.

#### 2) 디지털영상처리시스템

디지털영상처리에 사용된 컴퓨터는 IBM-PC/16bit-AT 호환기종으로서, 512×480의 해상도와 64단계의 계조도를 지원하는 천연색모니터(Multisync 3D, NEC, Japan)와 VGA board(Optima MEGA, ARA Int. Co., Korea)를 사용하였다. 또한 12V, 100watt의 할로겐 램프를 광원으로 하는 판독대를 제작하였으며, 암실내에서 표준 NTSC방식의 비디오사진기(CCD-TR55, Sony Co., Japan)를 이용하여 X선사진을 촬영하였고, 이때 산란광의 발생을 최대한으로 방지하기 위하여 X선사진이외의 부위는 광이 투과되지 못하도록 차단하였으며, 판독대, X선사진, 비디오 사진기 간의 위치를 고정시켰다.

이상의 과정으로 얻은 X선사진의 비디오영상을 512×480의 해상도와 256단계의 계조도를 지원하는 영상입력장치인 Sylvia Image Capture Board(Jovian Logic Co., U. S. A.)와 이를 제어하는 프로그램 Su-Sylva Utility를 이용하여 X선사진을 1매당 307,216byte의 디지털신호로 변환시켜 컴퓨터의 보조 기억장치에 저장시켰다. 또한 저장된 X선사진의 디지털신호의 영상 재구성과 관심영역(region of interest)의 흑화도 측정에는 C언어로 작성된 프로그램 XIV/ITJ를 이용하였으며, 관심영역(region of interest)의 흑화도를 측정하기 위하여, 모니터에 재현된 디지털영상에서 크기를 조절할 수 있는 정사각형의 관심영역과 수평관심영역(horizontal region of interest)을 구성하였고 관심영역내에 포함되는 화소들의 평균계조도를 완전히 검은 것은 0, 흰것은 255로 정하여 관심영역의 흑화도를 0에서 255 사이의 256단계의 계조도로 측정하였다 (Fig. 1, Fig. 2).

### 2. 연구방법

#### 1) 저주파역여과(low pass filtering)와 고주파역여과(high pass filtering)후의 디지털영상의 비교

X선사진을 아탈로그-디지털변환시켜 하드디

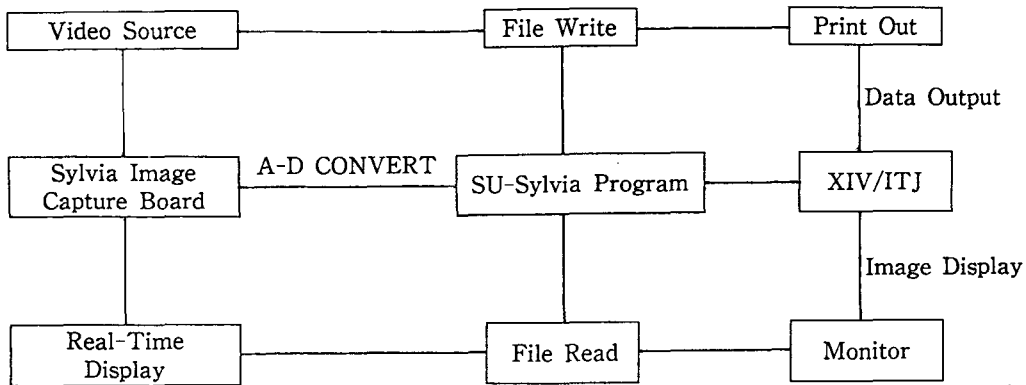
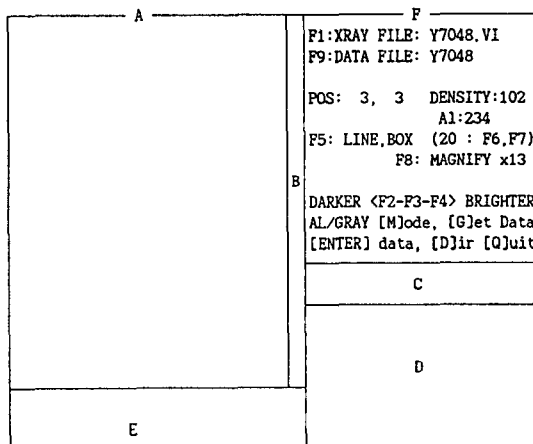
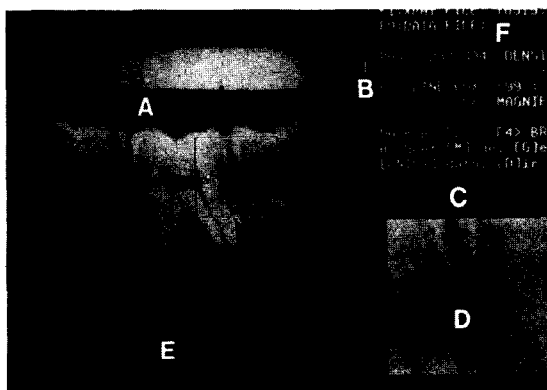


Fig. 1. Schematic diagram showing the digital imaging process in system for the quantitative videodensitometric analysis.



- A : region of display of digitized image
- B : location of horizontal line indicated at region E
- C : region of menu and error message
- D : region of directory list, magnified image, and data of aluminum equivalent value
- E : region of graph of horizontal gray level
- F : region of main menu

Fig. 2. Screen of monitor operating under XIV/ITJ software and illustration of individual regions.

스크에 저장한 다음, 처리대상 화소와 주위 8개 화소들의 가중평균치(weighting average)를 취하는 공간편평화(spatial smoothing)중 저주파역여과(low pass filtering)와 고주파역여과(high pass filtering)를 컴퓨터상에 입력된 화일단위로 시행하였다. 또한 Aluminum step wedge중심부의 계조도를 수평관심영역(horizontal region of interest)으로 측정하여 얻은 그래프와 육안적인 관찰로써, 여과되지 않은 디지털영상과

0.1	0.1	0.1
0.1	0.2	0.1
0.1	0.1	0.1

-1	-1	-1
-1	8	-1
-1	-1	-1

Fig. 3. Factor values of the low pass filtering (a) and high pass filtering (b) for the spatial smoothing.

저주파역여과와 고주파역여과된 디지털영상을 비교 평가하였다(Fig. 3).

2) Aluminum step wedge의 두께와 Aluminum 등가치와의 상관관계

X선사진의 디지털영상을 모니터의 화면상으로딩시킨 후에 데이터화일을 설정하고 Aluminum step wedge의 각 계단의 계조도에 상응되는 Aluminum두께의 수치를 0에서 9,999범위의 정수로 입력시켰다. 또한 입력된 Aluminum두께를 기준으로 하여 0에서 255가지의 계조도에 해당되는 Aluminum 등가치를 계산하여 변환 테이블을 구성한 다음, 디지털영상상에서 Aluminum step wedge의 각 계단에 정사각형의 관심영역을 설정하여 계조도를 10회 측정하였고, 이 계조도에 상응되는 Aluminum 등가치와 Aluminum 두께와의 상관관계를 조사하였다.

3) 건전법랑질, 상아질, 치조골의 Aluminum 등가치

디지털영상에서 Aluminum step wedge의 각 계단의 계조도에 상응되는 Aluminum 두께를 입력시켜 변환테이블을 구성한 다음, 건전 법랑질과 상아질, 치조골 각각에 정사각형의 관심영역을 선정하여 계조도를 10회 측정하고, 측정된 계조도에 상응되는 평균 Aluminum 등가치를 산출하였다.

4) 디지털영상의 계조도와 흑화도의 상관관계

계조도와 흑화도의 상관관계를 검사하기 위하여, 0에서 255까지의 계조도를 아래의 Martin의 대수방정식<sup>20)</sup>을 이용하여 흑화도(D)로 변환시켜 이를 비교 평가하였는데, 이때 흑화도치를 보정하기 위하여 광학농도계인 X-Rite 331 (X-Rite Co., U. S. A.)의 Photographic step tablet No. 301-27을 비디오사진기로 입력시켜 아날로그-디지털변환시킨 후, 디지털영상에서 보정기준치인 흑화도 3.03에 상응되는 계조도를 산출하여, 대수방정식 중 상수 a값을 구한 다음 계조도 0에서 255에 상응되는 흑화도범위를 검사하였다.

$$D = \frac{-a \cdot V_{\max}}{\ln \left[ \frac{V_{\max} V_0 - V_g V_0}{V_g (V_{\max} - V_0)} \right]}$$

- D : density
- $V_{\max}$  : maximum gray level(256)
- $V_0$  : minimal gray level(1)
- $V_g$  : gray level of region of interest
- a : constant

III. 연구성적

1. 저주파역여과(low pass filtering)와 고주파역여과(high pass filtering)후의 디지털영상의 비교

X선사진을 아날로그-디지털변환시켜 얻은 디지털영상의 저주파역여과와 고주파역여과를 컴퓨터상에 입력된 화일단위로 시행하여 각각의 디지털영상을 비교 평가한 결과, 여과하지 않은 디지털영상에서는 Aluminum step wedge계단 부위의 불규칙한 계조도가 그래프상에 관찰되었으나 저주파역여과를 한 디지털영상에서는 Aluminum step wedge계단 부위의 불규칙한 계조도가 다소 둔화되었고, 고주파역여과를 시킨 경우에는 계단간 계면부의 증강효과가 있었으며, 특히 하악좌측제2대구치 원심치근과 치조백선의 경계부위가 뚜렷이 증강된 소견이 관찰되었다 (Fig. 4).

2. Aluminum step wedge의 두께와 Aluminum 등가치와의 상관관계

X선사진의 디지털영상에서 Aluminum step wedge의 제1계단에서 제7계단까지 각 계단 중심부위의 계조도를 10회 측정하고 이에 상응되는 Aluminum 등가치로 환산하여 Aluminum step wedge의 두께와 Aluminum 등가치간의 직선회귀분석을 시행한 결과,  $r=0.9997(p<0.001)$ 으로 밀접한 상관관계가 성립되었으며, 직선회귀식은  $Y=0.969X+0.456$ 이었고 상대오차는 1.5%이었다.(Table 2, Fig. 5).

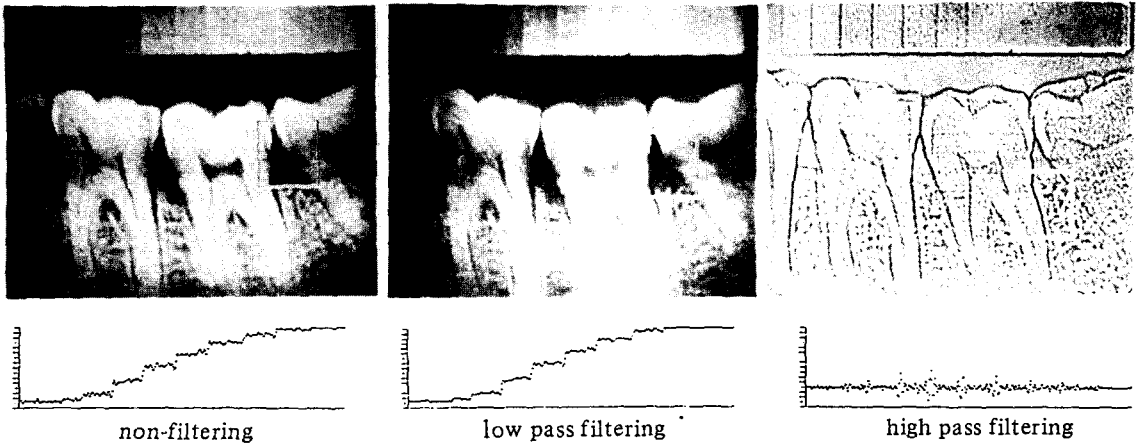


Fig. 4. Digitized image and gray level of the center of aluminum step wedge according to low, high pass filtering, and non-filtering image.

Table 2. Comparison between aluminum equivalent values(Y) and thickness of aluminum step (X)

No. of aluminum step	aluminum equivalent value(Y)	thickness of aluminum step(X)	Y / X
1	2.01	2.01	1.00
2	4.15	4.00	1.04
3	6.17	6.00	1.03
4	8.24	7.90	1.04
5	9.85	9.80	1.01
6	12.25	11.85	1.03
7	14.14	13.70	1.03
Mean			1.03
SD			0.015
SE			0.0057
r			0.9997

Table 3. Aluminum equivalent value(mm) of the enamel, dentin, and alveolar bone

	Enamel	Dentin	Alveolar bone
1	15.60	12.38	10.35
2	15.60	12.43	10.35
3	15.50	12.43	10.35
4	15.50	12.43	10.35
5	15.40	12.43	10.40
6	15.40	12.48	10.35
7	15.30	12.48	10.25
8	15.30	12.53	10.25
9	15.20	12.58	10.25
10	15.20	12.62	10.20
Mean	15.41	12.48	10.35
SD	0.14	0.08	0.07

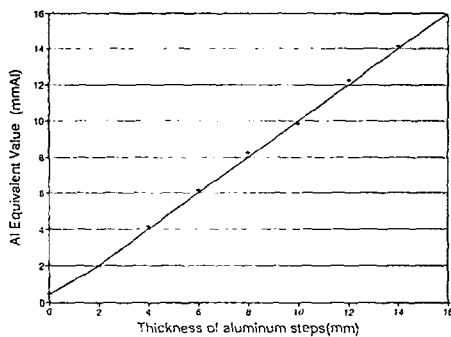


Fig. 5. Regression analysis of aluminum equivalent value to thickness of aluminum step wedge. The regression line is described by  $Y=0.969X+0.456$ .

### 3. 건전법랑질, 상아질, 치조골의 Aluminum 등가치

X선사진을 디지털변환시킨 디지털영상에서 Aluminum step wedge의 각 계단의 계조도에 상응되는 Aluminum 두께를 입력하여 변환테이블을 구성한 다음, 치아구조 중 건전법랑질과 상아질, 치조골의 계조도를 10회 측정하여 평균치를 산출하고 Aluminum 등가치로 환산한 결과, 법랑질이 15.41mm, 상아질이 12.48mm, 치조골이 10.35mm이었다(Table 3).

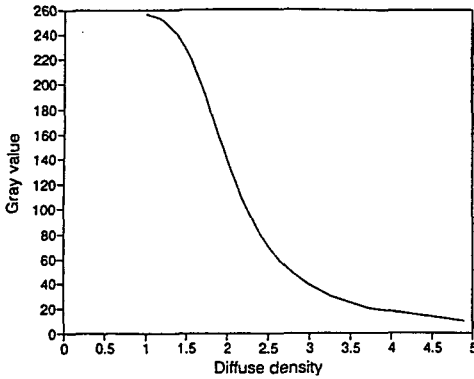


Fig. 6. Relationship between gray level and diffuse density, as experimentally determined using photographic step tablet No. 301-27.

#### 4. 디지털영상의 계조도와 X선사진 흑화도의 상관관계

측정된 계조도치와 흑화도의 상관관계를 검사하기 위하여 0에서 255까지의 계조도를 Photographic step tablet No. 301-27의 흑화도 3.03을 보정기준치로 하여 측정한 결과, 상수  $a$ 값은  $-0.04688$ 이었으며, 0에서 255의 계조도에 상응되는 흑화도의 범위는 흑화도 1에서 4.9까지이었다 (Fig. 6).

#### IV. 총괄 및 고안

Videodensitometry법은 X선상의 검출과 입력, 아날로그-디지털변환, 영상처리과정, 디지털영상의 재구성등의 일련의 과정으로 이루어진다. 이중 X선상의 검출장치로는 X선사진, 컴퓨터단층촬영술의 검출기, 감마사진기등이 사용되고 있으나<sup>4,22)</sup>, Fujita등<sup>19)</sup>은 X선사진이 해상도가 높고, 잡음이 적어 X선상의 검출에 용이하며, 특히 비스크린형의 치근단X선사진이 스크린형의 파노라마X선사진보다 해상도가 우수하다고 보고한 바 있다. 또한 입력장치로는 비디오사진기, 레이저스캐너, 슬라이드스캐너, 드럼스캐너등이 이용되는데, Hildebolt등<sup>3)</sup>은 비디오사진기에 비하여 스캐너가 해상도와 계조도에 있어서는 우수하지만, X선사진의 흑화도를 계조도로 변환시키는데에는 큰 차이가 없으므로 치조골 소실

정도 및 경조직 질환의 활성화 평가에 모두 적용이 가능하다고 하였다. Brody<sup>1)</sup>는 스캐너로 X선사진을 입력시킬 때 발생하는 디지털정보의 양은 비디오사진기에 비하여 4배이상 이 되므로, 디지털정보의 저장이 문제가 될 수 있다고 하였으며, X선사진을 스캐너로 입력시킬 때 X선사진당 입력소요시간에 대하여 Sommer등<sup>24)</sup>은 2분, Kalender등<sup>25)</sup>은 20초라고 보고하였고, Smathers와 Brody<sup>4)</sup>는 비디오사진기로 512×512 해상도의 디지털영상을 디지털변환하는데 매트릭스당 1/30초가 소요된다고 하였다. 본 연구에서는 검출장치로 Fujita등<sup>19)</sup>에 의해서 해상도가 우수하다고 보고된 감광도 E군의 치근단X선사진을 이용하였으며, 아날로그-디지털 변환시간이 짧고, 스캐너에 비하여 가격이 저렴하며 X선사진당 5초의 짧은 입력시간이 소요되는 비디오사진기를 입력장치로 이용하였다.

또한 아날로그-디지털변환은 아날로그신호를 아날로그-디지털변환기(analog to digital converter: ADC)를 사용하여 컴퓨터에서 인식이 가능한 디지털신호로 전환시키는 것으로 아날로그-디지털변환기에 의하여 디지털영상의 해상도와 왜곡정도가 결정된다<sup>4,26)</sup>.

한편 디지털영상은 매트릭스를 기본으로 하는 화소의 명암으로 구성되는 영상이므로 디지털영상처리는 매트릭스의 계산으로 이루어지는데<sup>1)</sup>, 디지털영상처리의 방법으로는 각 영상간가중함수(weighting factor)에 의한 가감승제(addition subtraction multiplication division), 대조증강(contrast enhancement), 공간편평화(spatial smoothing), 영상회전(image rotation), 화소이동(pixel translation)등이 있으나, 이 중 대조증강과 공간편평화가 가장 보편적이고 단순한 영상처리 방법으로 알려져 있다<sup>4,26)</sup>.

공간편평화는 처리대상 화소의 인접된 8개의 화소를 선정하여, 총 9개 화소의 가중평균(weighting average)을 구하는 것으로, 낮은 계수영상의 신호대잡음을 증폭시키고 높은 계수영상의 신호대잡음을 감소시키는 저주파역여과(low pass filtering)와 이와는 반대로 높은 계수영상의 신호대잡음을 증폭시키는 고주파역여과(high pass filtering)가 있다<sup>1,4)</sup>. 저주파역여과에서는

(+)의 가중함수가 사용되고, 가중함수의 합이 1이 되어야 하지만 고주파역역과에서는 (+), (-)의 가중함수가 사용되고 가중함수의 합이 0이 되어야 한다<sup>27)</sup>. Smathers와 Brody<sup>4)</sup>, Brody<sup>1)</sup>는 저주파역역과시는 무작위성 통계적잡음(random statistical noise)이 감소되지만, 계면부의 흐림(blurred edge)이 발생되며, 고주파역역과시에는 계면부의 증강(edge enhancement)이 일어난다고 보고하였고, Kalender등<sup>28)</sup>은 고관전압으로 촬영된 X선사진은 디지털영상을 고주파역역과시키면 X선사진의 한정된 관용도를 보완할 수 있다고 하였다. 본 연구에서도 저주파역역과를 시행한 결과, Aluminum step wedge의 계단간의 계면부가 다소 둔화되었으나, 고주파역역과를 시행한 경우에는 계단간의 계면부의 증강효과가 관찰되었고, 특히 하악좌측제2대구치의 원심치근과 치조백선의 경계부위가 뚜렷이 증강되었다.

X선사진의 흑화도나 대조도를 평가하는데에는 Aluminum, Aluminum alloy, Ivory, Hydroxyapatite등이 참조체(penetrometer)로 이용되는데<sup>28)</sup>, 이중 Aluminum은 골의 밀도와 X선감약계수가 유사하고, 순도와 재현성, 균일성 및 화학적 안정성이 있어 참조물질로 주로 많이 사용된다<sup>28)</sup>. Kalebo와 Strid<sup>29)</sup>는 골의 회분증량과 Aluminum등가치간에 비례적인 관계가 있으며, 상대오차가 1.5%이었다고 보고한 바 있어, 본 연구에서도 Aluminum step wedge의 제1계단에서 제7계단까지 각 계단의 중심부위를 계조도와 그에 상응되는 Aluminum 등가치로 환산하여 Aluminum step wedge두께와의 상관관계를 직선회귀분석으로 평가한 결과,  $r=0.9997(P<0.001)$ 로 밀접한 상관관계가 설립되었고, 상대오차는 1.5%이었다. 따라서 본 연구에서 실험적으로 제작된 Videodensitometer를 이용한 Aluminum 등가치의 환산은 매우 신뢰할 만한 수준이었다고 생각되며, 미립자방사선촬영술(microradiography)등을 이용한 대사성골질환등의 골무기질함량측정에도 사용될 수 있다고 판단되었다.

한편 Updegrave<sup>29)</sup>은 연조직에 해당되는 Aluminum 등가치는 0.5~3.5mm이고 치조골은 4~10mm라고 하였고, Wuehrmann과 Monacelli<sup>30)</sup>는 Aluminum 등가치가 10mm이상이면 경조직과 피

질골에 해당된다고 보고한 바 있는데, 본 연구에서도 건전 법랑질, 상아질 및 치조골의 Aluminum 등가치를 환산한 결과, 법랑질이 15.41mm, 상아질이 12.48mm, 치조골이 10.35mm이었다. 이러한 결과는 Wuehrmann과 Monacelli<sup>30)</sup>의 연구 보고와도 유사하였다.

또한 본 연구에서 사용된 Videodensitometer의 0~255 계조도를 Martin의 대수방정식<sup>23)</sup>을 이용하여 흑화도로 변환시켜 비교·평가한 결과, 0~255의 계조도에 상응되는 흑화도의 범위는 1~4.9로서, Ohki등<sup>31)</sup>이 사용한 Videodensitometer의 흑화도범위인 0~4와 유사하였지만 Thunthy등<sup>32)</sup>이 사용한 광학농도계의 0.5~3.0보다는 그 측정범위가 넓어 보다 정밀한 흑화도의 측정이 가능할 것으로 판단되었다.

이상에서 살펴본 바와같이 디지털영상처리에 의한 Videodensitometry법은 치아와 악골 변화의 정량적측정과 육안적으로 관찰이 곤란한 변화들을 인지할 수 있어 치과의사의 X선사진판독능을 증진시킬 수 있으므로 치과임상분야에서도 이용될 수 있다고 생각되지만, 보다 우수한 아날로그-디지털변환기를 사용하고 디지털정보의 저장 및 전송등의 문제점을 해결하기 위한 많은 연구가 필요할 것으로 사료된다.

## V. 결 론

Videodensitometer를 실험적으로 제작하여 디지털영상처리법과 이의 임상적 유용성을 평가하고자 본 연구를 시행하였다.

본 연구에 사용된 컴퓨터는 IBM-PC/16bit-AT 호환기종이었고, 512×480의 해상도와 64단계의 계조도를 지원하는 천연색모니터(Multisync 3D, NEC, Japan)와 비디오사진기(CCD-TR55, Sony Co., Japan)를 사용하였다. 아날로그-디지털변환기로는 Sylvia Image Capture Board(Jovian Logic Co., U. S. A.)를 이용하였고, 디지털신호를 디지털영상으로 재구성하여 X선사진의 흑화도를 256단계의 계조도로 측정하였다. 또한 인체의 건조하악골을 연구대상으로 하여 70kVp, 48impulse의 조건으로 감광도 E군(Ektaspeed EP-21, Kodak Co., U. S. A.)의 치근단필름을 평행법에

의하여 촬영하였다. 현상처리된 X선사진상의 디지털영상을 저주파역여과와 고주파역여과를 시킨 후 이들을 비교 평가하였으며, Aluminum 등가치와 Aluminum step wedge 두께와의 상관관계를 평가하였고, 법랑질, 상아질, 치조골의 Aluminum 등가치를 산출하였다. 또한 256단계의 계조도에 상응되는 흑화도 범위를 조사하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 저주파역여과를 시킨 결과, Aluminum step wedge의 계단간 계면부가 다소 둔화되었으나, 고주파역여과를 시킨 경우에는 계단간계면부의 증강효과가 있었으며, 특히 하악좌측 제2대구치 원심치근과 치조백선의 경계부위에서 뚜렷이 증강된 소견이 관찰되었다.

2. Aluminum step wedge의 두께와 Aluminum 등가치는  $r=0.9997(p<0.001)$ 으로 밀접한 상관관계가 성립되었고, 직선회귀식은  $Y=0.969X+0.456$ 이었으며 상대오차는 1.5%이었다.

3. 건전 법랑질과 상아질 및 치조골의 Aluminum 등가치는 법랑질이 15.41mm, 상아질이 12.48mm, 치간치조골이 10.35mm이었다.

4. 0에서 255의 계조도에 상응되는 흑화도 범위는 흑화도 1에서 4.9까지로서 광학농도계에 비하여 그 측정범위가 넓었다.

이상의 연구결과로 미루어 Videodensitometry법은 X선사진의 흑화도의 측정과 X선사진상에서 관찰이 어려운 병변의 관독, Aluminum step wedge등을 참조체로 하는 골무기질함량의 비파괴정량분석 등에 이용될 수 있다고 판단된다.

## REFERENCES

1. Brody, W. R. : Digital radiography. Raven Press, pp. 1~82, 191~202, 1984.
2. Kålebo, P. and Strid, K. G. : Radiographic videodensitometry for quantitative monitoring of experimental bone healing. Br. J. Radiol., 62 : 883~889, 1989.
3. Hildebolt, C. F., Vannier, M. W., Pilgram, T. K., and ShROUT, M. K. : Quantitative evaluation of digital dental radiograph imaging system. Oral Surg., 70 : 661~668, 1990.
4. Smathers, R. L., Brody, W. R. : Review article digital radiography, current and future trends. Br. J. Radiol., 58 : 285~307, 1985.
5. Gray, J. E., Karsell, P. R., Becker, G. P., and Gehring, D. G. : Total digital radiography : is it feasible, or desirable ? . Am. J. Roentgenol., 143 : 1345~1349, 1984.
6. Wenzel, A. : Effect of image enhancement for detectability of bone lesions in digitized intraoral radiographs. Scand. J. Dent. Res., 95 : 483~492, 1987.
7. Kålebo, P. and Strid, K. G. : Bone mass determination from microradiographs by computer-assisted videodensitometry. I. Methodology. Acta Radiol., 29(4) : 465~472, 1988.
8. Kålebo, P. and Strid, K. G. : Bone mass determination from microradiographs by computer-assisted videodensitometry. II. Aluminium as a reference substance. Acta Radiol., 29(5) : 611~617, 1988.
9. Bruce, G. K., Howlett, C. R., and Huckstep, R. L. : Effect of a static magnetic field on fracture healing in a rabbit radius. Preliminary results. Clinical Orthopaedics, 222 : 300~306, 1987.
10. Aspenberg, P., Wittbjer, J., and Thorgren, K. G. : Pulverized bone matrix as an injectible bone graft in rabbit radius defects. Clinical Orthopaedics, 206 : 261~269, 1986.
11. Andresen, J. and Nielsen, H. E. : Assessment of bone mineral content and bone mass by non-invasive radiologic methods. Acta Radiol., 27 : 609~617. 1986.
12. Gröndahl, H-G., Gröndahl, K., Okano, T., and Webber, R. L. : Statistical contrast enhancement of subtraction images for radiographic caries diagnosis. Oral Surg., 53 : 219~223, 1982.
13. Landini, G. : Videodensitometrical study of the alveolar bone crest in periodontal disease. J. Periodontol., 62(8) : 528~534, 1991.
14. Wenzel, A. : Effect of varying gray-scale resolution for detectability of bone lesions in intraoral radiographs digitized for teletransmission. Scand.



- J. Dent. Res., 95 : 483~492, 1987.
15. Mallon, D. E. and Mellberg, J. R. : Analysis of dental hard tissue by computerized microdensitometry. J. Dent. Res., 64(2) : 112~116, 1985.
  16. Van der stelt, P. F., Ruttimann, U. E., and Webber, R. L. : Enhancement of tomosynthetic images in dental radiology. J. Dent. Res., 65 : 967~973, 1986.
  17. Yoshiura, K. and Kanda, S. : Radiological studies of experimentally induced sialoadenitis of the mouse parotid gland ; quantitative microsialography and histology. Dentomaxillofac. Radiol., 18 : 25~30, 1988.
  18. Wegenius, G., Wegener, T., Ruhn, G., Saldeen, T., and Erikson, U. : Videodensitometry in rats with pulmonary damage due to microembolism. Acta Radiologica Diagnosis, 26(6) : 785~788, 1985.
  19. Fujita, M., Kodera, Y., Ogawa, M., Wada, T., and Doi, K. : Digital image processing of periapical radiographs. Oral Surg., 65 : 490~494, 1988.
  20. Lewellen, T. K., Graham, M. M., and Spence, A. M. : Quantitative autoradiography using a personal computer. J. Nucl. Med., 27 : 549~554, 1986.
  21. Giger, M. L. and Doi, K. : Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 3. Effect of pixel size on SNR and threshold contrast. Med. Phys., 12 : 201~208, 1985.
  22. Dwyer, S. J., Templeton, A. W., Martin, N. L., Lee K. R., Levine, E., Batnitzky, S., Rosenthal, S. J., Preston, D. F., Price, H. I., Faszold, S., Anderson, W. H., Cook, L. T. : The cost of managing digital diagnostic images. Radiology, 144 : 313~318, 1982.
  23. Martin, R. B., Papamicho, T., and Dannucci, G. A. : Linear calibration of radiographic mineral density using video-digital methods. Calif. Tissue Int., 47 : 82~91, 1990.
  24. Sommer, F. G., Smathers, R. L., Wheat, R. L., Alvarez, R. E., Brody, W. R., and Cassel, D. M. : Digital processing of film radiographs. Am. J. Roentgenol, 144 : 191~196, 1985.
  25. Kalender, W. A., Hubener, K-H, and Jass, W. : Digital scanned projection radiography ; optimization of image characteristics. Radiology, 149 : 299~303, 1983.
  26. 고창순 : 핵의학, pp. 89~113, 고려의학, 1992.
  27. Galbiati, L. J. : Machine vision and digital image processing fundamentals. pp. 106~119, Prentice-Hall International Inc., 1990.
  28. Ritchey, B., Feldman, A., and Greer, W. : Roentgenography of enamel : apatite as a phantom material : contrast as a function of exposure factors. O. S., O. M. & O. P., 13 : 188~193, 1960.
  29. Updegrave, W. J. : High or low kilovoltage. Dent. Radiogr. Photogr., 33 : 71~78, 1960.
  30. Wuehrmann, A. H. and Monacelli, C. J. : Selection of optimum kilovoltage for dental radiography. I. Preliminary studies. Radiology, 57 : 240~247, 1951.
  31. Ohki, M., Okano, T., Yamada, N. : A contrast-correction method for digital subtraction radiography. J. Periodontal Res., 23 : 277~280, 1988.
  32. Thunthy, K. H. and Weinberg, R. : Sensitometric comparison of dental films of group D and E. Oral Surg., 54(2) : 250~252, 1982.

—ABSTRACT—

DIGITAL IMAGE PROCESSING AND CLINICAL APPLICATION  
OF VIDEODENSITOMETER

Kwan-Soo Park, Sang-Rae Lee

*Department of Oral Radiology, College of Dentistry, Kyung Hee University.*

The purpose of this study was to propose the utility which was evaluated the digital image processing and clinical application of the videodensitometry.

The experiments were performed with IBM-PC/16bit-AT compatible, video camera(CCdtr55, Sony Co., Japan), an color monitor(MultiSync 3D, NEC, Japan) providing the resolution of 512×480 and 64 levels of gray.

Sylvia Image Capture Board for the ADC(analog to digital converter) was used, composed of digitized image from digital signal and the radiographic density was measured by 256 level of gray.

The periapical radiograph(Ektaspeed EP-21, Kodak Co., U. S. A.) which was radiographed dried human mandible by exposure condition of 70 kVp and 48 impulses, was used for primary X-ray detector. And them evaluated for digitized image by low and high pass filtering, correlations between aluminum equivalent values and the thickness of aluminum step wedge, aluminum equivalent values of sound enamel, dentin, and alveolar bone, the range of diffuse density for gray level ranging from 0 to 255.

The obtained results were as follows :

1. The edge between aluminum steps of digitized image were somewhat blurred by low pass filtering, but edge enhancement could be resulted by high pass filtering. Expecially, edge enhancement between distal root of lower left 2nd molar and alveolar lamina dura was observed.
2. The correlation between aluminum equivalent values and the thickness of aluminum step wedge was intimated, yielding the coefficient of correlation  $r=0.9997(p<0.001)$ , the regression line was described by  $Y=0.9699X+0.456$ , and coefficient of variation amounting to 1.5%.
3. The aluminum equivalent values of sound enamel, dentin, and alvolar bone were 15.41mm, 12.48mm, 10.35mm, respectively.
4. The range of diffuse density for gray level ranging from 0 to 255 was wider enough than that of photodenstiometer to be within the range of 1-4.9.