

# 디지털구내방사선사진의 구리당량화상에 대한 평가

교수 김재덕

조선대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실

## An Assessment on Cu-Equivalent Image of Digital Intraoral Radiography

KIM, JAE-DUK D.D.S., Ph.D. Prof.

*Dept. of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, Chosun University*

Geometrically standardized dental radiographs were taken. We prepared Digital Cu-Equivalent Image Analyzing System for quantitative assessment of mandible bone. Images of radiographs were digitized by means of Quick scanner and personal Mcquintosh computer. NIH image as software was used for analyzing images. A stepwedge composed of 10 steps of 0.1mm copper foil in thickness was used for reference material.

This study evaluated the effects of step numbers of copper wedge adopted for calculating equation, kVp and exposure time on the coefficient of determination( $r^2$ ) of the equation for conversion to Cu-equivalent image and the coefficient of variation and Cu-Eq value(mm) measured at each copper step and alveolar bone of the mandible.

The results were as follows:

1. The coefficients of determination( $r^2$ ) of 10 conversion equations ranged from 0.9996 to 0.9973(mean=0.9988) under 70kVp and 0.16 sec. exposure. The equation showed the highest  $r^2$  was  $Y=4.75614612-0.06300524x +0.00032367x^2 -0.00000060x^3$ .
2. The value of  $r^2$  became lower when the equation was calculated from the copper stepwedge including 1.0mm step. In case of including 0mm step for calculation, the value of  $r^2$  showed variability.
3. The coefficient of variation showed 0.11, 0.20 respectively at each copper step of 0.2, 0.1mm in thickness. Those of the other steps to 0.9 mm ranged from 0.06 to 0.09 in mean value.
4. The mean Cu-Eq value of alveolar bone was  $0.14\pm 0.02$ mm under optimal exposure. The values were lower than the mean under the exposures over 0.20sec. in 60kVp and over 0.16sec. in 70kVp .
5. Under the exposure condition of 60kVp 0.16sec., the coefficient of variation showed 0.03, 0.05 respectively at each copper-step of 0.3, 0.2mm in thickness. The value of  $r^2$  showed over 0.9991 from both 9 and 10 steps of copper. The Cu-Eq value and the coefficient of variation was  $0.14\pm 0.01$ mm and 0.07 at alveolar bone respectively.

In summary, A clinical application of this system seemed to be useful for assessment of quantitative assessment of alveolar provided high coefficient of determination is obtained by the modified adoption of copper step numbers and the low coefficient of variation for the range of Cu-Equivalent value of alveolar bone from optimal kVp and exposure time for each x-ray machine. (*J Korean Oral Maxillofac Radiol 1999;29:33-42*)

**Key words** : digital, Cu-Equivalent image, conversion equation

## I. 서론

방사선사진상에서 병변이 치유되고 있는가 악화되고 있는가에 대한 판정은 관찰자의 육안적 평가<sup>1)</sup>에 의존되므로 정성적이며 주관적인 것이었다. 관찰자에 의한 판정의 변동을 제거하기 위해 관찰자의 판정기준의 교정<sup>2)</sup>을 행하거나, 방사선학적으로 치근단 병소부 골조직의 변화를 정량적으로 분석하기 위해 광학농도측정계가 사용된 보고<sup>3)</sup>가 있었다. 광학농도측정계는 그 측정구멍이 극히 작아 측정부위가 작은부위에 한정되어 병소가 큰 경우나 방사선사진 전체에 적용하는 경우에는 농도측정에 시간이 걸리었으며 임상적으로 병소부위에 사용할 때에는 그 측정기능이 이차원적인 광학농도측정계의 불만족스런 측정 및 판독으로 인해 방사선학적 정량적 분석의 감도가 낮았다는 보고<sup>4)</sup>도 있다.

최근 치과방사선학 분야에 컴퓨터를 이용한 디지털방사선촬영술<sup>5-14)</sup>이 도입됨으로서 미세한 골변화를 평가하여 얻어지는 진단의 정확도가 증가되었다. 이를 응용하여 치과임상에서 일반적으로 사용되고 있는 구내표준방사선사진을 이용한 악골변화의 정량적 계측방법이 개발되어야 할 필요가 있다.

디지털화상을 이용해 골을 정량적으로 평가하는 연구로 피사체의 방사선촬영시에 피질골의 위치를 참조체로 함께 부착하여 촬영한 뒤 컴퓨터를 이용하여 병소에 대한 공계상을 얻어 관심영역을 참조체와 등가의 두께로 변환하는 방법을 사용한 보고<sup>4)</sup>가 있다. 이는 과거 스텝웨지를 이용한 광학농도측정계와 같은 원리에 기초하고 있다. 그외에도 석고스텝웨지<sup>15)</sup>, 알루미늄스텝웨지<sup>16-22)</sup> 그리고 구리스텝웨지<sup>23,24)</sup> 등이 참조체로서 이용되었다. 알루미늄웨지는 구내표준방사선사진법에 적용하기가 힘들으나 구리스텝웨지는 얇고 굴신성이 있고 크기도 작게할 수 있어 구강내에 적용하기에 참조체로서 유용하다고 생각되었다.

이와같이 사진처리조건에 따라 나타나는 사진농도의 변동은 필름에 참조체를 부착하고 동시

에 촬영함으로써 그 사진농도를 이용해 병소의 농도를 보정하는 방식으로 배제하거나 참조체농도를 기준으로 하여 전체 화상을 참조체당량치로 변환시켜 골조직을 평가하는 방법이 확립되어 사진농도를 정량적인 진단정보로 취급할 수 있게 되었다.

이에 본 연구소에서는 골조직의 정량평가에 이용하고자 고해상도의 자동 슬라이드스캐너를 입력계로한 디지털영상시스템과 다기능영상분석 프로그램인 NIH image, 참조체로는 구리스텝웨지를 채택한 구리당량화상처리법을 구축하였다. 이를 임상에 응용함에 있어 당량화상도 필름과 마찬가지로 참조체의 동시 촬영을 통해 얻어지므로 이것의 이용을 제한하는 방사선 촬영술 및 현상조건<sup>13)</sup>, 선질 및 선량과 관련된 기술적인 문제가 있을 수 있다. 또한 과거 당량화상에서 단지 측정치의 변동만을 검토<sup>16,22)</sup>하였으나 당량화상으로 변환시 적용되는 구리스텝웨지에 따라 얻어지는 변환관계식의 결정계수도 당량화상에서 측정되는 당량치 정밀도에 영향을 미칠 수 있다고 생각되었다.

본 연구는 구리당량화상처리법이 구리당량화상에서 모든 골량 측정치가 얻어지므로 구리당량화상으로의 변환관계식작성시 촬영때 사용되는 구리스텝의 적용양태와 선질및 선량이 미치는 영향을 검토하고자 변환관계식의 변동과 그에 의존된 구리당량 측정치의 변동및 변화를 평가함으로써 보다 정밀한 골조직의 정량평가법을 구축하고자 하였다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 연구재료

재료로서는 길이 33mm 폭 5mm 스텝폭 3mm 두께 0.1mm부터 1mm까지 10단계의 구리스텝웨지와 제1 소구치 근심부와 제2소구치 원심부에서 절단한 성인전조하악골을 이용하였다.

방사선촬영장치는 Siemens사의 구내 방사선

촬영기를 이용하여 60 과 70 kVp가변식, 관전류 7mA에서 촬영하였으며 X선 필름은 Kodak사 Ultra-speed, 현상처리는 Durr Dental 사의 자동현상기를 이용하였다.

영상분석에 사용된 컴퓨터는 퍼스날매킨토시였다. 촬영된 방사선사진은 컴퓨터에 연결시킨 구내필름 전용 스캐너인 해상력 2800dpi의 Quick Scanner(Minolta, Japan)를 이용하여 규격화 촬영된 방사선사진상의 기준점이 동일하게 위치되도록 마운팅되었음을 확인하여 입력하였다. 입력된 영상은 640x480 픽셀의 공간 해상도와 256계조도를 지원하도록 디지털화 되었다. 구리당량화상 변환관계식작성 및 그 결정계수를 구하는 등 영상분석에는 NIH image프로그램이 이용되었다.

## 2. 연구방법

### 1. 방사선촬영

촬영규격화를 위해 수지를 이용하여 고정장치를 제작하였다.

촬영은 건조하악골편과 구리스텝웨지를 함께 촬영하되 구리스텝웨지는 필름의 촬영구치부 상방 교합면쪽에 부착시켜 촬영하되 연조직에 해당하는 20mm두께의 수지를 중첩시켜 촬영하였다.

먼저 60kVp와 70kVp의 두 조건하에서 0.1, 0.12, 0.16, 0.20, 0.25초 각각의 노출로 선질과 선량을 달리하여 모두 10매를 촬영하고, 이어 70kVp 0.16초의 조건하에서 반복하여 필름만 교환하며 10매의 촬영을 시행하였다.

### 2. 구리당량화상분석

촬영된 모든 방사선사진상을 스캐너로 컴퓨터에 입력한 뒤 NIH 프로그램을 이용하여 화면상에서 참조체의 각단계마다 일정한 관심영역(평균면적 151.6 mm<sup>2</sup>)의 평균 계조도를 구하였다. 이어 계조도와 참조체의 두께의 관계식을 근사다항식으로 산출함으로써 변환관계식을 작성하고 작성된 모든관계식의 신뢰도를 나타내는

결정계수( $r^2$ )를 구하였다.

이어 얻어진 변환식에 의해 구리당량당량화상을 재구성하고 화면상에서 구리스텝웨지의 각단계의 관심영역에서 각단계의 평균구리당량치와 표준편차를 측정하였으며, 건조하악골상에서도 일정부위에 일정크기의 관심영역을 설정해 골조직의 평균구리당량치와 표준편차를 측정하였다.

다음으로 구리스텝웨지의 적용방법, 선질 그리고 선량이 변환관계식의 신뢰도인 결정계수와 측정된 구리당량치에 미치는 영향에 대해 분석을 시도하였다.

### 가. 구리스텝웨이 적용과 결정계수 및 측정구리당량치의 관계

동일 촬영조건에서 구리스텝웨이 적용에 따른 변환관계식의 변동을 검토하기 위해 70kVp 0.16초의 조건하에서 반복하여 필름만 교환하여 촬영된 10매의 방사선사진상을 컴퓨터에 입력한 화상에서 0.1mm에서 0.9mm의 9단계, 0mm를 포함시킨 10단계, 1.0mm를 포함시킨 10단계등 구리스텝의 단계수를 달리하여 구리당량화상으로의 변환관계식과 결정계수의 변화를 검토하고, 그 각각 관계식의 구리당량화상에서 측정된 치조골 및 구리스텝 각 단계의 평균 구리당량치와 표준편차 및 변이계수와의 관계도 검토하였다.

### 나. 선질, 선량

0mm를 포함시킨 10단계웨지를 이용하여 60kVp와 70kVp의 두 조건하에서 0.1, 0.12, 0.16, 0.20, 0.25초 각각의 노출로 선질과 선량을 달리하여 모두 10매를 촬영하고 컴퓨터에 입력시켜 얻은 각각의 화상에서 구리당량화상을 작성하되 구리스텝의 각 단계에서 관심영역을 대, 소 두가지로 취하여 각각의 구리당량화상 변환관계식을 구하고 그 관계식의 변동 및 각 단계에서 측정된 평균구리당량치와 표준편차 그리고 변이계수에 대하여 선질, 선량, 및 관심영역의 크기의 변화가 미치는 영향을 분석하였다.

이와함께 각 구리당량화상의 치조골에서 일정지역, 일정크기로 측정된 구리당량치에 미치는 영향도 분석하였다.

### Ⅲ. 연구결과

#### 1. 구리스텝웨지 적용과 결정계수 및 측정구리당량치의 관계

동일촬영조건에서 촬영되어 입력된 10개의 화상을 9단계의 구리스텝을 측정하여 구리당량화상으로 변환시킨 결과, 연산된 10개의 변환관계식들의 신뢰도를 나타내는 결정계수  $r^2$ 의 평균치는  $0.9988 \pm 0.0058$ 이었다. 가장 결정계수가 높았던  $r^2 = 0.9996$ ,  $SD = 0.0043$  시 구리당량화상변환관계식은  $Y = a + bx + cx^2 + dx^3$ ;  $a = 4.75614612$   $b = -0.06300524$   $c = 0.00032367$   $d = -0.00000060$  이었고 그 분포는 표 1에서 보는 바와 같이 0.9996에서 부터 0.9973이었다.

1.0mm 구리단계를 포함시켜 변환식을 작성한 경우는 모두 결정계수가 저하되는 양상을 보

였다(표 1). 그외에 구리두께 0mm 부분을 포함할 경우 결정계수가 9단계의 값보다 높아지거나 낮아지는 변화를 보였으며(표 5) 현저히 낮아지는 경우도 있었다.

9단계웨지에서는 치조골의 평균구리당량치가  $0.14 \pm 0.02$ mm 였으나 결정계수가 낮은 관계식의 당량화상에서  $0.13 \pm 0.02$ mm를 보인 경우가 있었다.

10단계웨지에서는 치조골의 평균구리당량치가  $0.13 \pm 0.02$ mm였으며 결정계수가 낮은 경우  $0.12 \pm 0.02$ mm의 당량치를 나타내었다.

각 단계의 평균구리당량치와 표준편차 및 그 변이계수를 보면 표 2에서 보는 바와 같이 실제 구리 두께 1.0mm에서 평균변이계수는 0.08이지만 평균구리당량치는 0.97, 표준편차 0.08을 보였고 실제 구리두께 0.3mm까지는 변이계수가 0.09에서 0.06까지 분포를 보였다. 0.2와 0.1mm에서는 변이계수 각각 0.11, 0.20를 나타내었으나 평균구리당량치와 표준편차는  $0.19 \pm 0.02$ ,  $0.10 \pm 0.02$ 를 나타내었다.

최고 및 최저 결정계수를 보인 구리당량화상에서 각단계의 측정된 구리당량치를 비교해보면

Table 1.  $r^2$  values obtained from 10 times measurement at two types of Cu step wedge

9 steps	0.9996	0.9994	0.9994	0.9994	0.9991	0.9988	0.9986	0.9985	0.9983	0.9973
10 steps	0.9982	0.9984	0.9983	0.9770	0.9772	0.9921	0.9757	0.9770	0.9971	0.9973

Table 2. 3 r-square,s, Cu-Equivalent values, SDs and average coefficients of variation under 70kVp and 0.16sec

Thickness (Cu mm)	real value	1.00	0.90	0.80	0.70	0.60	0.50	0.40	0.30	0.20	0.10
Average	var. coeff.	0.08	0.08	0.09	0.09	0.09	0.08	0.07	0.06	0.11	0.20
	Cu-Eq value	0.97	0.91	0.81	0.71	0.60	0.50	0.40	0.31	0.19	0.10 (mm)
$r^2 = 0.9988$	SD	0.08	0.08	0.07	0.06	0.05	0.04	0.03	0.02	0.02	0.02
	Cu-Eq value	0.96	0.90	0.81	0.71	0.60	0.50	0.40	0.31	0.19	0.10 (mm)
$r^2 = 0.9996$	SD	0.08	0.07	0.07	0.06	0.05	0.04	0.03	0.02	0.02	0.02
	Cu-Eq value	0.96	0.93	0.82	0.71	0.61	0.49	0.40	0.32	0.19	0.10 (mm)
$r^2 = 0.9973$	SD	0.09	0.09	0.08	0.07	0.06	0.04	0.02	0.02	0.02	0.02

최저치의 결정계수를 보인 경우 전반적으로 각 구리당량치가 실제두께와 차이가 큰 양상을 보였으며 구리두께가 두터운 부위에서 표준편차가 평균표준편차보다 높았다.

2. 선질에 따른 결정계수의 변화와 계측치의 변동

관전압을 60 및 70kVp 각각에 대해 각각 5회씩 촬영하여 육안적으로 지나치게 필름흑화도가

높고 당량화상에서도 측정이 유효하지 못했던 70kVp의 0.20 및 0.25초노출상은 폐기하였다.

유효한 측정치 7경우의 구리당량화상 변환관계식의 결정계수와 악골의 치조골부 평균구리당량치를 0mm를 포함한 10단계구리스텝에서 측정한 결과는 표 3, 4 와 같았다. 동일 노출에서 60kVp와 70kVp 각각의 결정계수와 치조골의 구리당량치를 비교하였던 바 0.10초 노출시는 70kVp에서 다소 결정계수가 높았으며, 0.12초

Table 3.  $r^2$  of each equation at each exposure time with 10 Cu steps excluding 1.0mm and including 0 mm under 60 kVp, ( ); Cu-Eq value(mm) of dry mandible

60 k vp					
exposure(sec)	0.10	0.12	0.16	0.20	0.25
large area	0.9966 (0.14±0.03)	0.9979 (0.14±0.01)	0.9991 (0.14±0.01)	0.9973 (0.12±0.02)	0.9943 (0.13±0.02)
small area	0.9962 (0.14±0.03)	0.9988 (0.14±0.01)	0.9993 (0.14±0.01)	0.9973 (0.12±0.02)	0.9991 (0.13±0.02)

Table 4.  $r^2$  of each equation at each exposure time with 10 Cu steps excluding 1.0mm and including 0 mm under 70 kVp, ( ); Cu-Eq value(mm) of dry mandible, SD=0.02 in all cases

70 k vp			
exposure(sec)	0.10	0.12	0.16
large area	0.9971 (0.14)	0.9933 (0.14)	0.9966 (0.11)
small area	0.9371 (0.14)	0.9960 (0.14)	0.9980 (0.13)
except 0mm	0.9963 (0.14)	0.9942 (0.14)	0.9990 (0.14)
with 1.0mm	0.9902 (0.15)	0.9923 (0.14)	0.9886 (0.12)

Table 5. Cu-Eq values, SDs and coefficients of variation at 9 steps in  $Y = a + bx + cx^2 + dx^3$  (a=2.93674873, b=-0.04511687, c=0.00025687, d=-0.00000050,  $r^2 = 0.9993 \pm 0.0061$ ) under 60kVp, exposure time 0.16sec.

Cu (mm) Thickness	0.90	0.80	0.70	0.60	0.50	0.40	0.30	0.20	0.10
Cu-Eq value	0.89	0.81	0.72	0.61	0.51	0.40	0.29	0.21	0.10
SD	0.10	0.09	0.08	0.06	0.04	0.03	0.01	0.01	0.01
var. coeff.	0.11	0.11	0.11	0.10	0.08	0.08	0.03	0.05	0.10

노출시는 60kVp에서 결정계수가 컸으나 치조골 구리당량치는 동일하게 나타났다. 0.16초 노출시는 60kVp에서 뚜렷하게 결정계수가 컸으며 치조골 구리당량치의 표준편차도 0.01로 작아졌다. 70kVp에서는 치조골부의 구리당량치가 저하되었다.

### 3. 선량에 따른 결정계수의 변화와 계측치의 변동

표 3, 4에서 보는 바와 같이 노출시간에 따른 선량의 변화에 따른 결정계수의 일정한 양상의 차이를 보이지 않았으나 60kVp 노출시간 0.20초 이상과 70kVp 0.16초 이상에서는 결정계수가 높은 경우에도 치조골부 구리당량치의 저하가 나타났다.

육안적으로 관찰하기에 적합한 사진상들은 결정계수와 상관없이 치조골부의 평균구리당량치  $0.14 \pm 0.02\text{mm}$ 를 나타내었으나 60kVp 0.12초와 0.16초에서 결정계수도 0.9991 이상을 보였으며 구리당량치의 표준편차도 0.01로 가장 작았다.

표 5에서 보는 바와 같이 구리당량화상변환관계식  $Y = a + bx + cx^2 + dx^3$  ( $a = 2.93674873$ ,  $b = -0.04511687$ ,  $c = 0.00025687$ ,  $d = -0.00000050$ )와  $r^2 = 0.9993$ 을 보였던 60 kVp 0.16초의 노출시에 구리스텝각 단계의 구리당량치는 구리 두께가 두터울수록 표준편차와 변이계수가 커졌으나 전반적으로 각 단계 구리당량치는 실제두께와 근사한 수치를 보였다. 소구치부 치조골의 평균 구리당량치  $0.14 \pm 0.02\text{mm}$ 와 관계가 있는 구리두께 0.20mm 0.10mm 부의 구리당량치는  $0.14 \pm 0.01\text{mm}$ 로 표준편차는 가장 낮게 나타났다.

관심영역의 크기의 변화는 결정계수나 구리당량치와 특정한 관계를 나타내지는 않았고 다양하였다.

## IV. 총괄 및 고안

컴퓨터에 의한 영상판독시스템에서 방사선사진상을 컴퓨터에 입력하는 방법에는 촬영된 방사선사진상을 CCD 카메라<sup>10,16,25)</sup>나 드럼스캐너<sup>10,16)</sup> 또는 슬라이드스캐너<sup>10,23)</sup>를 이용하여 컴퓨터에 입력하는 간접방법과 방사선필름 대신 직접 sensor가 방사선투과 영상을 받아 컴퓨터에 전송하는 직접방법이 있다. Hildebolt 등<sup>10)</sup>은 디지털 치과 방사선사진 영상시스템의 정량분석에서 슬라이드스캐너를 이용한 시스템이 비디오 카메라를 이용한 시스템보다 해상도가 우수하다고 보고하였다. 과거에는 스캐너를 이용해도 기하학적 변형이 많고 고해상도의 영상을 얻으려는 경우 디지털영상의 용량이 커서 영상의 저장이나 처리에 어려움이 있었다고 하였다<sup>4)</sup>. 그러나 최근 컴퓨터의 하드웨어부분 발전과 더불어 영상분석프로그램도 발전이 거듭되어 애플 매킨토시 컴퓨터에서 이용되는 Enhance, IP Lab and DIP Station 등<sup>10,11)</sup>은 치과방사선영상의 제조도와 공간적 데이터 처리, 그 정량적 분석이 가능하고 상의 질도 보정시킬 수 있다고 보고되었다.

본 연구에서는 디지털영상처리 시스템으로 매킨토시 컴퓨터와 구내방사선필름 전용이며 2800dpi의 비교적 고해상도를 갖고 있는 자동슬라이드스캐너, 입력프로그램으로는 Adobe photoshop을 채택하였다.

岩下<sup>16)</sup>에 의하면 화상의 공간주파수의 특성은 확실히 광학농도계가 우수하다고 보고하고 있으나 본 연구에서는 참조체 당량화상작성 프로그램으로는 NIH image를 채택함으로써 화상잡음 제거가 가능하여 스캐너의 단점을 보완할 수 있었고, 정량분석은 물론 다량의 데이터를 빠른 속도로 처리할 수 있었으며, 당량화상에서 면분석이 가능한 장점이 있었으며 화면의 확대가 가능해 관심영역을 자유롭게 설정함이 가능하여 광학농도계에서는 이를 수 없는 특징점을 갖는 분석 시스템<sup>23)</sup>이라고 생각되었다.

한편 본 실험에서 참조체로는 구리스텝웨이

를 채택하였다. 구리스텝웨지가 알미늄텝웨지보다 얇고 작게 제작할 수 있어 굴신성이 있고 구강 내에 적용하기에 보다 유용한 참조체라고 생각되었기 때문이다.

그러나 구리당량화상도 필름과 마찬가지로 참조체인 구리스텝웨지를 동시촬영함으로써 얻어지므로 이것의 이용을 제한하는 방사선 촬영술, 선질 및 선량과 관련된 기술적 문제<sup>13)</sup>가 있을 수 있다.

이에 본 연구에서는 이러한 영상분석체계를 임상적으로 골조직 정량적평가에 적용함에 앞서 촬영시 사용된 구리스텝웨지의 적용방법, 선질 및 선량의 변화에 따라 나타날 수 있는 구리당량화상으로의 변환관계식의 변동 그리고 그에 의존된 구리당량치 측정치의 변화를 다음과 같이 검토하였다.

알루미늄스텝웨지를 이용한 실험에서 표준편차는 두터워질수록 커지는 경향을 보였고 변동계수가 2mm두께에서만 높았으며 나머지층에서는 거의 일정하여 평균 5.8%를 나타내었다고 보고되었다<sup>16)</sup>. 본연구에서 사용된 구리스텝웨지의 경우는 구리두께 0.2와 0.1mm부에서 변이계수 각각 0.11, 0.20를 나타내었으나 표준편차는 0.02를 나타내었다. 0.3mm에서 0.9mm까지는 변이계수 0.06에서 0.09까지의 분포를 보였다.

한편 10매의 화상의 구리당량화상 변환관계식들의 평균결정계수  $r^2$ 도 0.9988였으며 최고 0.9996의 높은 상관관계를 보여 정량적검사방법으로 유용할 것으로 생각되었다.

다만 구리스텝웨지의 적용에서 9단계구리스텝 이용시 동일노출조건에서 최저의 결정계수 ( $r^2=0.9973$ )를 보인 경우 전반적으로 각단계의 구리당량치가 평균보다 차이를 나타냈고, 표준편차도 구리가 두터운 부위에서 평균표준편차보다 높았으며(표 2), 치조골의 구리당량치의 평균은  $0.14 \pm 0.02\text{mm}$ 였으나 결정계수가 낮은 경우  $0.13 \pm 0.02\text{mm}$ 를 보인 경우가 있었다. 1.0mm를 포함시킨 10단계웨이저에서는 치조골의 평균구리당량치가  $0.13 \pm 0.02\text{mm}$ 였으며 결정계수가

낮은 경우  $0.12 \pm 0.02\text{mm}$ 의 당량치를 나타내었다.

한편 구리당량화상변환식 연산시 10번째의 구리단계를 포함시켜 변환식을 작성한 경우는 모두 결정계수가 저하되는 양상을 보였으며(표 1), 그외에 구리두께 0 mm 부분을 포함할 경우 결정계수가 9단계의 값보다 높아지거나 낮아지는 변화를 보였다(표 5). 이는 지나치게 검은 흑화도가 스텝웨지의 변연을 소진시키기 때문으로 생각된다. 따라서 높은 결정계수의 변환관계식을 얻기 위해서는 변환관계식 작성시 구리스텝의 적용 양태를 고려해야만 한다고 생각된다.

선질을 좌우하는 관전압의 영향에서도 60 및 70kVp 각각에 대해 각각 5회씩 촬영된 필름중 육안적으로 지나치게 필름흑화도가 높은 경우는 당량화상에서도 측정이 유효하지 못하여 70kVp, 0.20 및 0.25초의 노출상들은 폐기되었다. 0mm를 포함시킨 10단계웨이저 측정시 0.16초 노출시는 60kVp에서 뚜렷하게 결정계수가 컸으며 치조골 구리당량치의 표준편차도 가장 작았다. 반면 70kVp에서는 치조골부의 구리당량치가 저하되었다.

선량이 미치는 영향을 살펴보아도 표 3, 4에서 보는 바와 같이 노출시간에 따른 선량의 변화에 따라 결정계수의 일정한 양상의 차이를 보이지 않았으나 60kVp 노출시간 0.20초 이상과 70kVp 0.16초 이상에서는 치조골부 구리당량치의 저하가 나타났다.

육안적으로 관찰하기에 적합한 사진상들은 결정계수와 상관없이 치조골부의 평균구리당량치  $0.14 \pm 0.02$ 를 나타내었으나 60kVp 0.12초와 0.16초에서 치조골의 구리당량치  $0.14 \pm 0.01$ 로 표준편차도 0.01로 작았고 결정계수도 높았다.

岩下등<sup>16)</sup>은 알미늄을 이용한 연구에서 선량의 변화에 의한 평균 변동계수는 3.8%이었다고 보고하였고, 김등<sup>23)</sup>은 관심영역의 밀도와 크기에 따른 구리당량치 측정의 변이계수가 평균 0.19의 변이계수를 보였다고 보고한 반면 Cobelt등

20이 컴퓨터를 이용하여 알미늄당량치를 측정한 경우는 변동계수는 약 4 - 6 % 였다.

본 실험에서는 선질, 선량, 크기를 모두 종합하여 평균구리당량치 0.20mm부에서 평균 0.11의 변이계수를 보였고, 60 kVp 0.16초의 노출시 (결정계수 0.9993) 소구치부 치조골의 구리당량치도  $0.14 \pm 0.01\text{mm}$ 로 표준편차는 가장 낮았고 변이계수는 0.07을 나타내었다. 이러한 차이는 60 kVp 0.16초의 노출시 표 5와 같이 구리두께가 두터울수록 구리당량치의 표준편차와 변이계수는 커졌으나 전반적으로 각 단계의 측정된 구리당량치는 실제두께와 근사한 수치를 보였고, 구리당량 0.30mm과 0.20mm 지역에서는 변이계수가 각각 0.03, 0.05를 보인 것으로 보아 결정계수와 측정된 치조골의 두께의 차이에서 기인된다고 생각된다.

이상을 종합하여 볼때 변환관계식을 작성하기 전에 plot profile을 이용하여 사진흑화도의 정도에 따라 일정형태의 곡선에서 크게 벗어나는 0 또는 1.0mm의 구리단계는 측정에서 제외 또는 포함시켜 높은 결정계수의 변환관계식을 얻을 수 있도록 할 필요가 있다. 또한 필름취급시 발생된 얼룩을 포함한 부위도 측정에서 제외시키며, 향후 치조골의 부위별 구리당량치를 구하여 그 범위의 구리당량치에서 표준편차가 작고 결정계수가 높은 변환관계식을 구할 수 있도록 촬영기계와 필름에 따른 적정촬영조건도 결정되어질 필요가 있다고 생각된다.

## V. 결론

골조직의 정량평가에 이용하고자 고해상도의 자동 슬라이드스캐너를 입력계로한 디지털영상시스템과 다기능영상분석 프로그램인 NIH image, 참조체로는 구리스텝웨지를 채택한 구리당량화상처리법을 구축하였다. 이를 임상에 응용함에 있어 구리당량화상으로의 변환관계식 작성시 구리스텝의 적용양태와 선질 및 선량이 미치는 영향을 검토하고자 이들 세인자와 변환관계

식의 결정계수( $r^2$ ) 및 그에 의존된 구리당량 측정치의 변동간의 관계를 평가하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 동일촬영조건에서 작성된 10개의 구리당량화상변환관계식들의 결정계수의 평균은 0.9988이었으며 그 분포는 0.9996에서 부터 0.9973이었다. 상관관계가 가장높은 0.9996시 구리당량화상변환관계식은  $Y = 4.75614612 - 0.06300524x + 0.00032367x^2 - 0.00000060x^3$ 이었다.
2. 동일촬영조건에서 1.0mm 구리단계를 포함시켜 변환식을 작성한 경우는 모두 결정계수가 저하되었고, 그외에 구리두께 0mm부분을 포함한 경우 결정계수가 다양한 변화를 보였다.
3. 동일촬영조건에서 실제 구리두께 0.2와 0.1mm에서 평균변이계수는 각각 0.11, 0.20, 0.3mm에서 0.9 mm까지는 변이계수가 0.06에서 0.09까지 분포를 보였다.
4. 적정 촬영조건하에서 치조골의 평균구리당량치는  $0.14 \pm 0.02\text{mm}$ 였고 60kVp 노출시간 0.20초 이상과 70kVp 0.16초 이상에서는 치조골부 구리당량치의 저하가 나타났다.
5. 60kVp 0.16초에서 9와 10구리스텝 적용시 결정계수는 0.9991이상을 보였으며 0.30mm과 0.20mm단계의 변이계수가 각각 0.03, 0.05를 보였고, 소구 치부 치조골의 구리당량치는  $0.14 \pm 0.01\text{mm}$ , 변이계수는 0.07을 나타내었다.

이상을 종합하면 변환식의 작성시 구리스텝웨이 적용양태를 충분히 고려하여 결정계수를 높이고 치조골부 구리당량치영역의 변이계수를 줄일 수 있는 촬영조건이 만족된다면 구리당량화상처리법은 골조직의 정량분석을 위한 임상적응용에 충분한 가치를 지니고 있다고 생각된다.



## 참고문헌

1. Jeffcoat, M.K. : "Radiographic methods for the detection of progressive alveolar bone loss". *J. Periodont. Res.*, 63:367-372, 1992.
2. Østavik, D., Farrants, G., Wahl, T., and Kerkes, K. : "Image analysis of endodontic radiographs: digital subtraction and quantitative densitometry". *Endod. Dent. Traumatol.*, 6:6-11, 1990.
3. Duinkerke, A.S.H., Van De Poel, A.C.M., Doesburg, W.H. and Lemmens, W.A.J.G. : "Densitometric analysis of experimentally produced periapical radiolucencies". *Oral Surg.*, 43:782-797, 1977.
4. Ruttimann, U.E. and Webber, R.L. : "Volumetry of localized bone lesions by subtraction radiography". *J. Periodont. Res.*, 22:215-215, 1987
5. Brägger, U. : "Digital imaging in periodontal radiography. A review". *J. Clin. Periodontol.*, 15:551-557, 1988.
6. Brägger, D., Pasquali, L., Rylander, H., Carnes, D. and Kornman, K.S. : "Computer assisted densitometric image analysis in periodontal radiography. A methodological study". *J. Clin. Periodontol.*, 15:27-37, 1988.
7. Christagu, M., Wenzel, A., Hiller, K.-A. and Schmalz, G. : "Quantitative digital subtraction radiography for assessment of bone density changes following periodontal guided tissue regeneration". *Dentomaxillofac. Radiol.*, 25:25-33, 1996.
8. Gröndahl, H.G., Gröndahl, K. and Webber, R.L. : "A digital subtraction technique for dental radiography". *Oral Surg.*, 55:96-102, 1983.
9. Gröndahl, K., Gröndahl, H.G. and Webber, R.L. : "Influence of variations in projection geometry on the detectability of periodontal bone loss: A comparison between subtraction radiography and conventional radiographic technique". *J. Clin. Periodontol.*, 11:411-420, 1984.
10. Hildebolt, C.F., Vanier, M.W., Pilgram, T.K. and Shrout, M.K. : "Quantitative evaluation of digital dental radiograph imaging systems". *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 70:661-668, 1990.
11. Hildebolt, C.F., Vannier, M.W., Gravier, M.J., Shrout, M.K., Knapp, R.H., and Walkup, R.K. : "Technical Report Digital dental image processing of alveolar bone: Macintosh II personal computer software". *Dentomaxillofac. Radiol.*, 21:162-169, 1992.
12. Nagamine, N., Tani, K., Hara, Y., Akamine, A., Maeda, K., Kauda, H., Furukawa, T., Hashiguchi, I., Cheng, Y.J., Toyofuku, F., and Aono, M. : "Radiographic Quantitative Analysis of Bone Repair on Chronic Apical Periodontitis". *日本歯科保存學雜誌*, 28:232-242, 1986.
13. Nummikoski, P.V., Martinez, T.S., Matteson, S.R., McDavid, W.D. and Dove, S.B. : "Digital subtraction radiography in artificial recurrent caries detection". *Dentomaxillofac. Radiol.*, 21:59-64, 1992.
14. Ohki, M., Okano, T. and Yamada, N. : "A contrast-correction method for digital subtraction radiography". *J. Periodont. Res.*, 23:277-280, 1988.
15. Noda, K. : "A study on the quantitative observation of the roentgenogram of the periapical lesions". *口病誌*, 44:96-112, 1977.
16. 岩下洋一朗, 森田康彦, 野井倉武憲 : "口内法X線寫眞のAI量畫像". *齒放*, 29:289-294, 1989.
17. Ortman, L.F., Dunford, R., McHenry, K. and Hausmann, E. : "Subtraction radiography and computer assisted densitometric analyses of standardized radiographs. A comparison study with <sup>125</sup>I absorptiometry". *J. Periodont. Res.*, 20:644-651, 1985.
18. Strid, K.G. and K lebo, P. : "Bone mass determination from microradiographs by computer-assisted videodensitometry. I. Methodology". *Acta Radiologica*, 29:465-472, 1988.
19. Sun, H., Ohki, M. and Yamada, N. :

- "Quantitative evaluation of bone repair of periapical lesions using digital subtraction radiography. Part 2: Clinical Application". *Oral Radiol.*, 7:35-46, 1991.
20. Vos, M.H., Janssen, P.T.M., van Aken, J. and Heethaar, R.M. : "Quantitative measurement of periodontal bone changes by digital subtraction". *J. of Periodont. Res.*, 21:583-591, 1986.
21. Webber, R.L., Ruttimann, U.E. and Heaven, T.J. : "Calibration errors in digital subtraction radiography". *J. Periodont. Res.*, 25:268-275, 1990.
22. Webber, R.L., Ruttimann, U.E., and Grndahl, H-G.:X-ray image subtraction as a bias for assessment of periodontal changes. *J. Periodont. Res.* 17:509-511, 1982.
23. 김재덕, 김영진 : "시간경과에 따른 골변화의 영상분석에 관한 연구". *대한구강악안면방사선학회지*, 27:521-534, 1997.
24. 米良豊常 : "デジタルサブトラクション法による齒槽骨 化の評価". *日齒周誌*, 31:129 -146, 1989.
25. 김재덕, 최원재 : "화상처리 분석장치를 이용한 골 흡화도의 정량적 평가에 관한 연구". *대한구강악안면방사선학회지*, 25:521-534, 1995.
26. Cobelt, C., Mazess, R.B. and Schmidt, P.B. : "Bone mineral determination in vitro by radiographic photon absorptiometry". *Investigative Radiology*, 5:336-340. 1970.

Address : Prof. Jae-Duk Kim, Dept. of D.M.F-Radiology, School of Dentistry, Chosun University, Kwangju, KOREA  
 Tel : (062) 220-3608 Fax : (062) 227-0270  
 E-mail : JDAKIM@mail.chosun.ac.kr