

구리당량 영상작성에 의한 골밀도계측방법의 평가

조선대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실
김재덕

Assessment of the Measurement Method of the Bone Mineral Density on Cu-Equivalent Image

Jae-Duk Kim

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

ABSTRACT

Purpose : The effects of step numbers of copper wedge and exposure on the coefficient of determination (r^2) of the conversion equation to Cu-equivalent image and on the Cu-equivalent value (mmCu) and it's coefficient of variation measured at each copper step and the mandibular premolar area were evaluated.

Method : Digital image analyzing system consisted of scanner, personal computer, and a stepwedge with 10 steps of 0.03 mm copper in thickness as reference material was prepared for quantitative assessment of the bone mineral density. NIH image program was used for analyzing images.

Results : The film having moderately high film density showed the discrepancy between the real thickness and the measured Cu-equivalent value of each copper step. The Cu-equivalent image was dependent on the determinational coefficient of the conversion equation than the coefficient of variance of the measured value.

Conclusion : Obtaining conversion equation with high coefficient of determination and proper film exposure are supposed to be necessary for quantitative assessment of bone density. Multiple steps in the range of the corresponding copper thickness to the bone density of the area to be measured should be prepared. (*Korean J Oral Maxillofac Radiol* 2000 ; 30 : 101-108)

KEY WORDS : Cu-equivalent image; method, bone density, coefficient; determination

서론

방사선사진의 해석은 사진농도의 변화와 영상의 형태에 대한 해석으로 대별된다. 사진농도를 해석한다는 것은 피사체의 X선에 대한 불투과정도를 해석하는 것이다. 방사선 사진상에서 병변의 치유 또는 악화에 대한 판정은 관찰자의 육안적평가¹에 의존되므로 정성적이며 주관적인 것이었다. 관찰자에 의한 판정의 변동을 제거하고 방사선학적으로 치근단 병소부 골조직의 변화를 정량적으로 분석하기 위해 광학농도측정계가 사용된 보고²가 있었으나 정량적 분석의 감도가 낮았다.³ 최근 치과방사선학 분야에 컴

퓨터와 스캐너를 이용한 디지털방사선촬영술⁴⁻¹³이 도입됨으로서 미세한 골변화를 평가하여 얻어지는 진단의 정확도가 증가되었다.

사진농도 해석시 사진촬영조건과 현상조건에 따라 그 농도는 변동을 나타내므로 각 사진은 동등하게 비교될 수 없었다. 이러한 사진농도의 변동은 필름에 참조체를 부착하고 동시에 촬영함으로써 그 참조체의 사진농도를 이용해 병소의 농도를 보정하는 방식으로 배제하거나 참조체 농도를 기준으로 하여 전체영상을 참조체당량치로 변환시켜 당량치를 정량적인 진단정보로 취급함으로써 골조직의 변화를 평가할 수 있게 되었다.

디지털영상을 이용해 골을 정량적으로 평가하는 연구에서 초기에는 피사체의 방사선촬영시에 참조체로서 피질골의 웨지를 필름에 함께 부착하여 촬영한 뒤 컴퓨터를 이용하여 디지털영상을 얻고 관심영역에 대해 참조체와 등가의 두께로 변환하는 방법이 사용되었다.³ 이는 과거 스

접수일 : 2000년 3월 20일 채택일 : 2000년 4월 7일
Correspondence to : Dr. Jae-Duk Kim
Dept. of OMF Radiology, School of Dentistry, Chosun University, 588 Susuk-dong, Dong-gu, Kwangju, KOREA
Tel) 062-220-3633, Fax) 062-227-0270
E-mail) jdakim@mail.chosun.ac.kr http://members.tripod.co.kr/jdakim/

텡웨지를 이용한 광학농도측정계와 같은 원리에 기초하고 있다. 이에 대한 지속적인 연구가 진행되어 석고스텡웨이,¹⁴ 알루미늄스텡웨이¹⁵⁻²¹ 그리고 구리스텡웨이^{22,23} 등이 참조체로서 이용되었다.

최근에는 고해상도의 자동 슬라이드스캐너를 입력제로 하고 다기능영상분석 프로그램인 NIH image를 이용한 디지털영상시스템과 참조체로는 구리스텡웨지를 채택한 구리당량영상처리법이 보편화되었다.²² 이 방법은, 골변화의 평가를 다루는 많은 연구에 응용될 수 있다고 생각되어 여기에 구체적으로 서술하였다. 그러나 구리당량영상도 필름과 마찬가지로 참조체인 구리스텡웨지를 동시 촬영함으로써 얻어지므로 이것의 이용을 제한하는 방사선 선질 및 선량과 관련된 기술적인 문제¹³가 있을 수 있다.

이에 이러한 영상분석체계를 임상적으로 골조직 정량적 평가에 적용함에 앞서 촬영시 사용된 구리스텡웨지의 적용방법, 선질 및 선량의 변화에 따라 나타날 수 있는 구리당량영상으로의 변환관계식의 신뢰도 그리고 그에 의존된 구리당량치 측정치의 변동을 검토할 필요가 있어 보다 하악 골밀도를 정밀히 나타내기에 적합한 얇은 구리스텡웨지를 제작하여 구리당량영상에 대한 실험적 평가를 시행하였다.

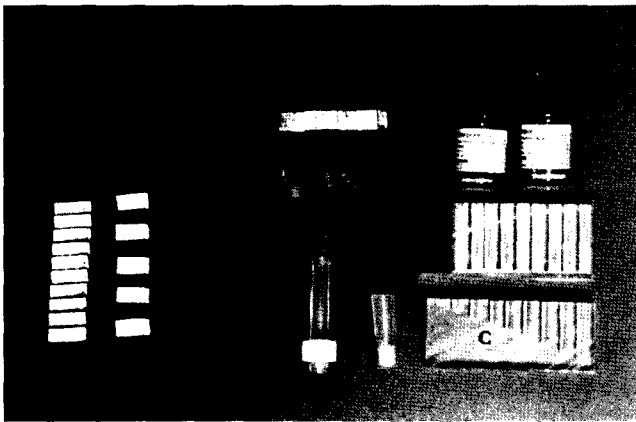


Fig. 1. Al, Cu, Hydroxyapatite step wedges.

연구재료 및 골밀도 측정방법

1. 연구재료

Fig. 1과 같이 알루미늄스텡웨이(a)나 구리스텡웨이(b)를 준비한다. 알루미늄 스텡웨지는 두께 2에서 16 mm까지 2 mm 간격의 8단계로 제작한다. 구리스텡웨지는 두께 0.03 mm로 부터 0.03 mm씩 증가시켜 0.27 mm까지 9단계가 되도록 제작한다. 이들 각각의 참조체를 이용해서 얻은 골밀도는 알루미늄과 구리의 두께로서 mmAl당량(알루미늄당량), mmCu당량(구리당량)이라고 하는 단위로 표시하게 된다. 여기서는 구리스텡웨지를 사용하였다.

촬영된 방사선사진은 컴퓨터에 연결시킨 구내필름 전용 스캐너인 해상력 2800 dpi의 Quick Scanner (Minolta, Japan)를 이용하여 입력되었다. 각각 방사선사진을 스캐너로 읽어 들이되 Adobe photoshop이라는 프로그램을 이용하여 TIFF형식으로 저장함으로써 분석프로그램인 NIH Image, Scion Image 그리고 Adobe photoshop에서 모두 사용이 가능하다. 또한 Adobe photoshop에서는 각 영상에 대한 농도 보정도 가능하나 여기서는 그 설명을 생략하겠다. Fig. 2는 구내 촬영법으로 얻어진 건조 하악골의 구치부 방사선사진으로 각각 촬영조건이 달리 촬영된 상을 보여 주고 있다.

골밀도측정방법은 참조체의 각 두께와 픽셀치의 관계를 결정짓고 골밀도를 구하려는 부위의 픽셀치를 참조체의 두께에 대응시키는 것이다. 이를 위해 관심영역(ROI; Region of Interest)내의 평균 픽셀치 측정, 구리당량 변환관계식의 작성 및 그 결정계수를 구하는 등 영상분석에 사용되는 소프트웨어(프로그램)는 사용되는 컴퓨터에 따라 다르다.

컴퓨터가 매킨토시인 경우에는 NIH image프로그램이 이용되고 NIH image에서는 참조체 두께와 픽셀치의 관계식을 높은 상관관계를 갖도록 직접계산하는 기능이 있으며 계산이 된 즉시 영상은 구리당량영상으로 전환되어 측정하려는 관심영역내의 평균픽셀치는 구리당량치(구리당량)로 측정되는 간편함이 있다.

IBM인 경우에는 IBM에서 가동되는 Scion image 프로그램은 NIH image 프로그램을 IBM에서 가동되도록 만든 프

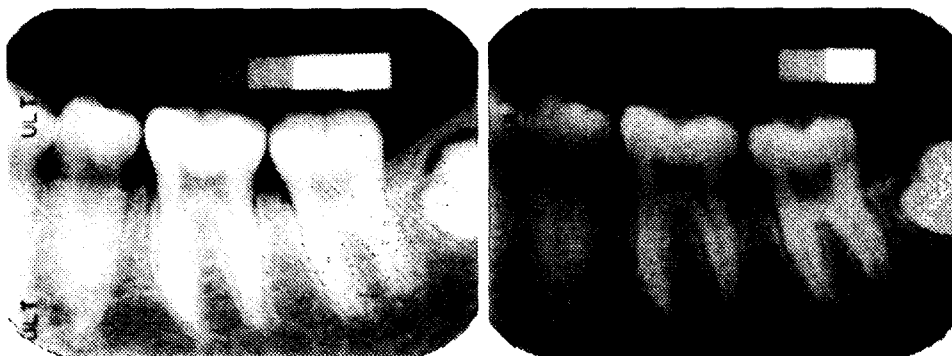


Fig. 2. Two films show different film density.

로그래미나 영상의 크기조절이 다소 불편하다. 참고로 NIH image는 <http://rsb.info.nih.gov/nih-image/download.html>에서 Scion image 프로그램은 <http://www.scioncorp.com>에서 무료로 다운받아 사용할 수 있다. 그외에 Adobe Photoshop과 Excel의 두가지프로그램이 이용된다. Adobe에서도 같은 양태로 계측이 가능하다. 다만 Adobe는 자체에 변환관계식을 만드는 기능이 없어 관심영역의 평균픽셀치를 구하고 Excel프로그램을 이용하여 변환관계식을 작성하고 그 식에 의하여 구리등가치를 구한다. 계측에 사용되는 소프트웨어는 상기 열거된 것이라면 무엇이든 좋으나 여기서는 NIH Image를 사용하였다.

2. 골밀도 측정방법

1) 방사선촬영

촬영규격화를 위해 수지를 이용하여 개인별 교합블럭을 제작한다.

참조체인 구리스텝웨지를 필름의 상방 교합면쪽에 치아

와 중첩되지 않도록 부착시켜 촬영한다. 촬영은 Heliodent (Sirona systems, Germany)를 이용하여 60 및 70kVp와 노출시간 0.12초 및 0.16초를 각각 조합하여 4가지 조건에서 인체의 소구치부를 촬영하고 Periomat (Durr Dental Co. USA)로 자동현상한 다음 결정계수의 변화와 구리당량치 그리고 그 변동을 분석하였다.

2) 구리당량영상작성 및 골밀도 측정방법

영상분석에 의한 골조직의 골밀도 평가, 엄밀히 말해 생체의 골밀도를 방사선 사진으로부터 정밀하게 구한다는 것은 상당히 어려운 일이다. 그것은 골 주위의 연조직에 의한 X선의 감약, 산란선의 영향이 무시될 수 없는 오차로 나타나기 때문이다. 그러나 여기서는 그와 같은 오차요인을 고려하지 않고 기본적인 측정 방법에 대해서만 상술하고자 한다.

(i) 영상 데이터 읽어 들이기

우선 File 메뉴에서 open을 선택한다. Fig. 3과 같이 대화

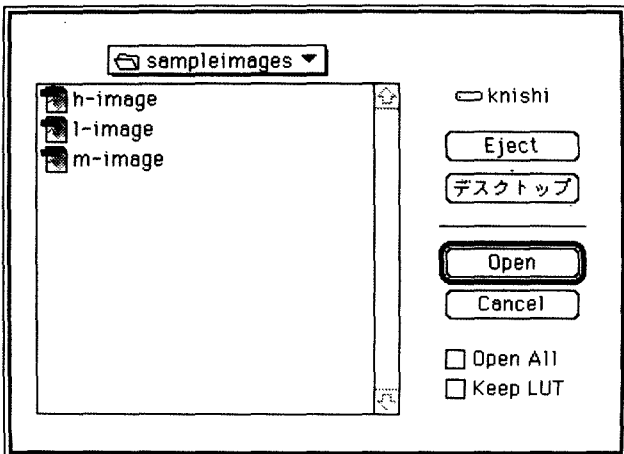


Fig. 3. Select the image to be analyzed.

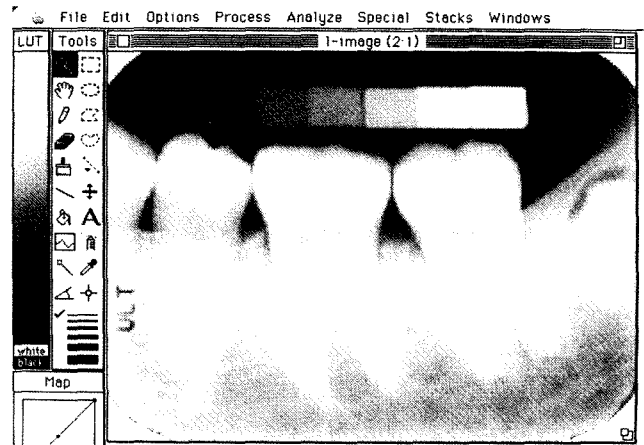


Fig. 5. Determine the size of image.

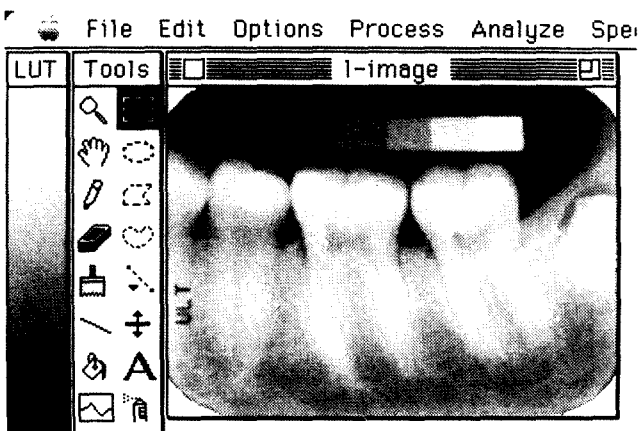


Fig. 4. Selected image.

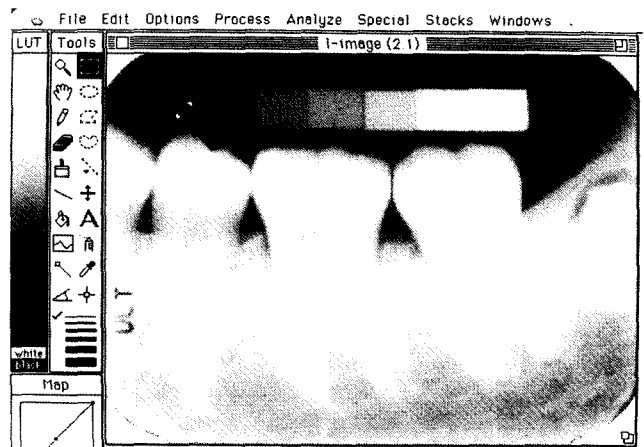


Fig. 6. Determine the ROI on the copper step wedge of 0 mm in thickness.

창이 열리면 방사선사진 화일이 저장되어 있는 폴더를 열어 제일 먼저 저농도 영상의 해석을 행하기 위해 l-image를 선택하고 open을 누른다. 영상 데이터가 읽어져 그림 4와 같이 나타난다.

(ii) 영상의 크기조절

해석에 임해서는 영상을 해석하기 쉬운 크기로 확대 또는 축소하는 편이 효율적이다. 이를 위해 확대경 모양의 아이콘을 누른 다음 마우스를 끌고 영상 위에 가서 눌러 확대하거나, 영상의 우측상단의 표시를 누른다. 이때 영상의 크기가 변하여 우측하단에 표시가 나타난다(Fig. 5). 마우스를 이곳에 대고 누른 다음 끌거나 밀어서 필요한 크기로 조절한다.

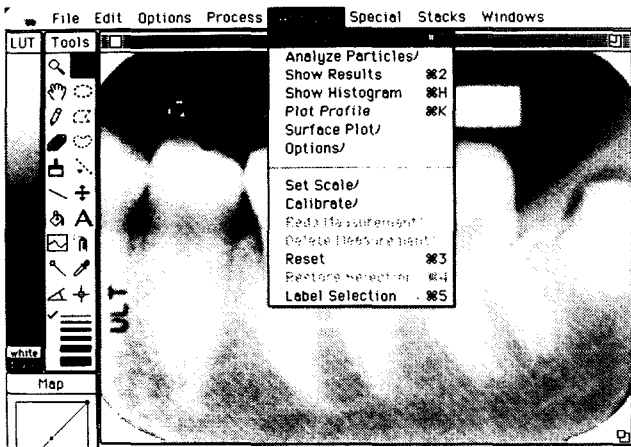


Fig. 7. This screen shows menu of measure, show results and calibrate.

Info	
X:	21
Y:	119
Value:	72
Count:	87
Area:	64 square pixels
Mean:	162.58
Std Dev:	1.26
Min:	159.00
Max:	166.00

Fig. 8. Info window shows mean pixel value and standard deviation.

(iii) 계측

계측은 아이콘모음에서 사각형, 원형 또는 하트형 점선 아이콘중 하나의 아이콘을 설정하려는 관심영역의 형태에 따라 선택하여 계측하려는 부위에서 관심영역을 설정하고 그 영역내의 평균 픽셀치를 계측한다. 이때 계측하지 않으면 안 되는 곳은 배경부 즉 참조체 두께 0mm의 부분을 반드시 포함시키고(Fig. 6) 구리스텝웨지의 각 단계, 그리고 골밀도를 구하고 싶은 부위의 평균 픽셀치이다. 그래서 각각의 영역에 관심영역을 설정해, 그 내부의 평균치를 산출한다. 관심영역의 설정은 좌측 도구란에서 장방형의 점선 아이콘을 선택한 다음 마우스로 필요한 영역에 한 점을 선택하여 비스듬히 끌어당기면 장방형의 모습이 나타나고 적절한 크기에서 마우스를 누름으로 설정이 결정된다. 관심영역의 크기는 계측대상의 크기를 고려하여 결정되 관심영역이 너무 작으면 계측치가 통계학적으로 변동의 영향을 크게 받으므로 가능한 한 크게 하되 변연부는 때

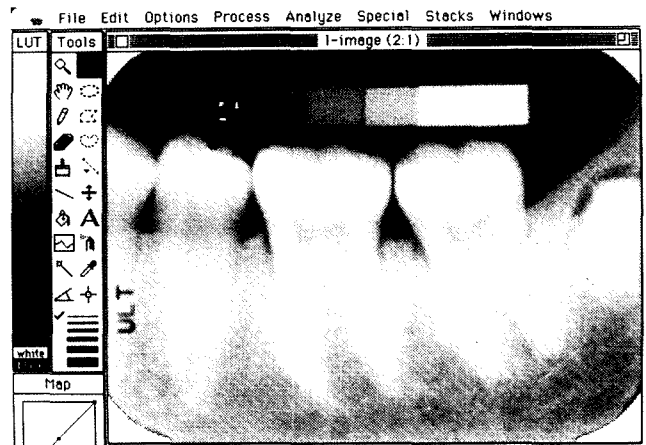


Fig. 9. ROI on the first step of copper step wedge.

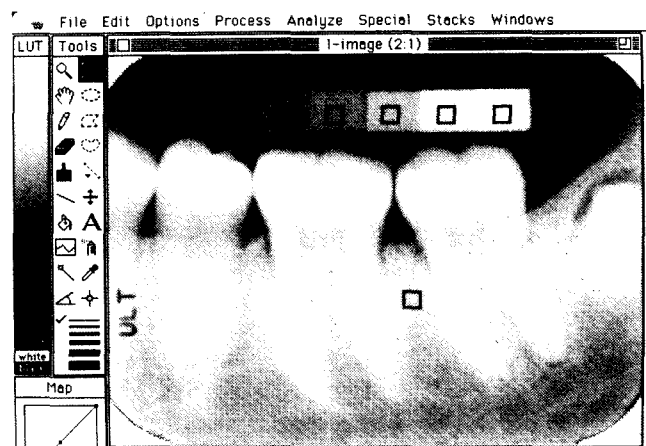


Fig. 10. Measured areas.

때로 변연소진현상 또는 mach band 효과가 있으므로 목적물의 변연부는 포함시키지 않는 것이 좋다. 관심영역을 설정했으면 Fig. 7과 같이 Analyze 메뉴의 Measure를 선택한다. 그러면 Fig. 8과 같이 Info 윈도우에 계측결과가 표시되는데 그 안에서 평균치(Mean)의 값을 읽어 기록하거나 Analyze 메뉴의 Show Result를 선택해서 (Fig. 7) 그 안에서 계측된 모든 계측치를 순서대로 기록된 것을 확인할 수도 있다.

계속해서 동일크기의 관심영역을 다음 계측하려는 부위에서 설정하려면 결정된 장방향의 가운데 부위를 마우스로 누르고 끝면 크기의 변화없이 그 위치의 이동이 가능하다. 이와같이 마우스로 또다른 관심영역을 지정해 Fig. 9와 같이 다음의 계측위치에 관심영역을 이동해서 그 평균 픽셀치를 구한다. 이와같은 수순으로 필요한 영역 모두의 평균 픽셀치를 계산해 낸다. Fig. 10은 계측 관심영역의 설정위치를 표시하고 있다.

(iv) 그래프 작성 및 근사 다항식 얻기

평균 픽셀치의 계측이 끝났으면 참조체의 두께(구리 두께)와 픽셀치의 관계식(구리당량변환관계식)을 나타내는 그래프를 만든다. 이 그래프로 부터 골밀도 측정부위의 픽셀치를 구리당량치로 구할 수 있게 된다. 이러한 구리당량치를 측정하고 그래프를 작성하기 위한 NIH image 프로그램 이용법과 Excel 프로그램 이용법을 모두 설명하겠다.

NIH image 프로그램 이용법

Analyze 메뉴의 Show Result를 선택하여 그 안에서 계측된 모든 픽셀치가 순서대로 기록된 것이 확인되었던 것처럼 Analyze메뉴에서 Calibrate를 선택하면 (Fig. 7) 이미 측정된 픽셀치가 좌변에 배열이 되어 나타난다. 이때 우측빈칸에 이미 알고 있는 구리두께를 차례대로 대응하여 입력한다. 그런 다음 우측에 열거되어 있는 다항식 계산 종류 중 하나를 선택(보통 3차 또는 4차 다항식)해서 클릭하면 그래프가 나타나고 함께 근사 다항식과 결정계수가 자동으로 얻어진다. 이때부터의 영상은 얻어진 변환관계식에 의해 자동으로 변환된 구리당량영상이 되어 있으므로 Analyze메뉴에서 Measure를 선택하여 골밀도를 측정하고 싶은 부위에서 관심영역을 설정해 계측을 실행시키면 평균픽셀값 대신 관심영역의 평균구리당량의 값으로 계측되어 Info윈도우에서 나타나는 값이 구리당량두께로 나타남을 확인할 수 있다. 즉 구리당량치로 표현된 관심영역의 골밀도가 얻어진 것이다. 이때 주의해야 할 점은 각 필름마다 NIH image프로그램을 재 시동시켜 새로운 변환식이 적용되어야 한다는 점을 간과해서는 안된다.

Excel 프로그램 이용법

우선 Excel에서 Fig. 11의 상부와 같이 계측결과를 표시해 정리한다. 다음 삽입메뉴를 누른 다음 차트를 선택하여 분산형 점 그래프를 선택함에 의해 Fig. 11의 하부와 같이

저농도영상	
픽셀값	구리두께 (mm)
162.6	0
135.8	0.04
113.6	0.08
96.4	0.12
70.8	0.2
38.3	0.4
14.2	1

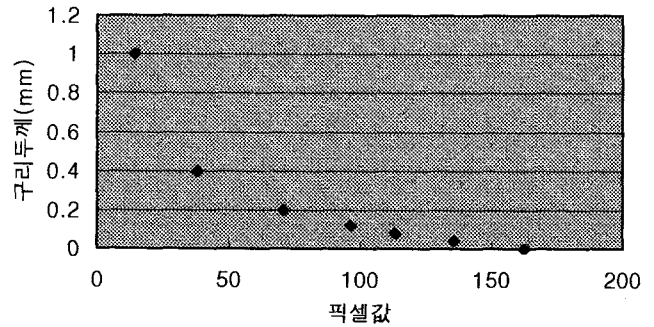


Fig. 11. Dot graph.

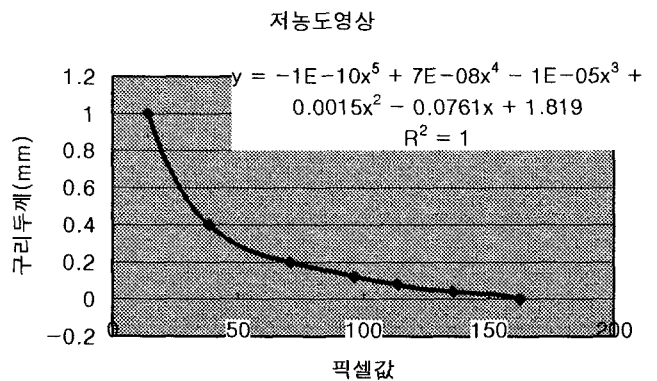


Fig. 12. Conversion equation and graph.

Table 1. r² values of conversion equations obtained from 4 images with Cu step wedge

exposure	60 kVp		70 kVp	
	0.12sec	0.16sec	0.12sec	0.16sec
r ²	0.9982	0.9980	0.9934	0.9696

점 그래프를 작성한다. 그리고 그래프상의 데이터를 나타내는 점 중 하나를 선택해 마우스를 누르면 색이 변한다. 이때 다시 마우스로 커서를 그 점위에 놓고 마우스의 오른쪽 버튼을 누르고 메뉴가 나오면 추세선추가를 선택하여 몇차항식을 결정하고 옵션에서 수식 및 r²값 표시를 선택, 확인하면 Fig. 12와 같이 근사식과 결정계수가 그래프

Table 2. Average coefficients of variation and Cu-Equivalent values under 4 r squares

thickness	real value (mm)	0.03	0.06	0.09	0.12	0.15	0.18	0.21	0.24	0.27
$r^2 = 0.9982$	coeff. var.	0.33	0.17	0.11	0.08	0.07	0.06	0.09	0.08	0.07
	measured (mm)	0.03	0.06	0.09	0.12	0.15	0.18	0.21	0.24	0.28
$r^2 = 0.9980$	coeff. var.	0.33	0.00	0.11	0.08	0.07	0.06	0.05	0.04	0.07
	measured (mm)	0.03	0.06	0.09	0.12	0.15	0.18	0.22	0.24	0.27
$r^2 = 0.9934$	coeff. var.	0.33	0.17	0.11	0.08	0.07	0.06	0.09	0.08	0.07
	measured (mm)	0.03	0.05	0.09	0.12	0.15	0.18	0.21	0.23	0.27
$r^2 = 0.9696$	coeff. var.		0.17	0.11	0.08	0.07	0.11	0.09	0.08	0.07
	measured (mm)		0.07	0.08	0.11	0.15	0.19	0.22	0.24	0.26

Table 3. Measured Cu-Eq value (mm) of premolar area under 4 exposure conditions

exposure (sec)	60 kVp		70 kVp	
	0.12	0.16	0.12	0.16
premolar area	0.11±0.01	0.11±0.01	0.12±0.01	0.12±0.02

상에 나타난다. 그 근사식에 의해 계측된 평균픽셀치의 구리당량치로의 연산이 가능하다. 통상 이 같은 실험결과를 그래프화 할 때에는 횡축에 구리두께, 종축에 평균 픽셀치로 한다. 다항식은 가능하면 소수점 이하 많은 자리수까지 표시하게 만들어 정밀도를 높인다.

(v) 구리당량치에서 골밀도로의 전환

정밀하게 일련의 무게와 부피가 결정되어 시판되는 골판톰 또는 하이드록시아파타이트판톰 (Fig. 1-c)을 이용하여 구리스텝웨지와 함께 구내방사선사진으로 촬영한 다음 지금까지 시행한 방법을 그대로 반복 시행하면 역시 구리두께와 하이드록시아파타이트의 밀도간의 관계식을 구할 수 있어 이 관계식을 이용한 연산을 통해 골밀도를 구할 수 있다.

구리당량영상의 평가성적

촬영되어 입력된 4개의 영상에서 9단계의 구리스텝을 측정하여 구리당량영상으로 변환시킨 결과 연산된 4개의 변환관계식들의 신뢰도를 나타내는 결정계수 r^2 의 값은 Table 1에서 보는 바와 같이 0.9982에서 0.9696의 분포를 보였다. 구리두께 0mm 부분을 포함할 경우 결정계수가 9단계의 값보다 높아지거나 낮아지는 변화를 보였고 70 kVp 0.16초의 경우 0.03 mm를 포함시킨 경우 결정계수는 크게 저하되어 두께 0과 0.03 mm를 제외시켜 0.9696의 결정계수를 얻었다.

1. 결정계수와 구리당량치 및 변동계수의 관계

각 결정계수의 변환식에 의해 계측된 각 구리단계의 평균구리당량치와 그 변동계수를 보면 Table 2에서 보는 바

와 같이 구리두께 0.03 mm에서 변동계수가 0.33, 0.06에서 0.27 mm까지는 변동계수 각각 0.17에서 0.05의 분포를 나타내어 측정치의 변동이 작음을 나타내었으나 결정계수가 낮은 경우 실제 두께와 측정된 두께는 변동계수가 낮음에도 두께의 차이를 나타내었고 결정계수가 높은 경우 측정된 두께가 실제두께와 거의 일치하였다.

2. 노출에 따른 계측당량치의 변동

70 kVp 0.16초 노출에서는 육안적으로 필름흑화도가 높은 영상이 얻어져 구리스텝의 0과 0.03 그리고 0.06 mm의 구분이 어려웠다. Table 1, 2에 의하면 70 kVp에서는 결정계수가 낮아지고 계측된 구리당량치는 실제 구리두께와 차이를 나타내었다. 하악 소구치부의 구리당량치도 Table 3에서와 같이 70 kVp에서 높게 나타났으며 0.16초에서는 표준편차도 크게 나타났다.

고 찰

사진농도의 해석을 행할 때에 가장 주의하지 않으면 안 되는 것은 사진농도가 촬영조건과 현상조건에 의해 변화¹⁴한다는 것이다. 또한 스캐너를 이용하여 영상정보를 개인 컴퓨터에 입력하게 되면 사진농도가 픽셀치로 변환되는데 스캐너의 조건에 의해서 그 픽셀치가 변화한다. 즉 사진농도 자체도, 변환된 픽셀치도 정량성이 낮게 되는 것이다. 그 때문에 사진농도의 해석을 시행하는 경우에는 구성성분이 균일한 여러 두께로 이루어진 참조체를 피사체와 함께 촬영하여 참조체의 불투과 정도를 참조체의 두께로서 나타내는 것이 일반적이다. 골밀도의 측정에 있어서는 참조체의 재질로서 알루미늄이 골과 상당히 닮은 성질을 나타내어 많이 사용¹⁵되었으나 인간의 골을 측정대상으로 할 때에는 두꺼운 알루미늄스텝웨지가 필요하게 되므로 취급이 어렵다. 그러한 경우는 구리가 이용²²되었으며 참조체의 형상으로는 계단형의 것이 주로 이용되었다.

영상분석체계를 임상적으로 골조직 정량적평가에 적용함에 앞서 촬영시 사용된 구리스텝웨지의 적용방법, 선질 및 선량의 변화에 따라 나타날 수 있는 구리당량화상으로

의 변환관계식의 변동 그리고 그에 의존된 구리당량치 측정치의 변화를 검토할 필요가 있다. 알루미늄스텝웨지를 이용한 실험에서 표준편차는 두터워질수록 커지는 경향을 보였고 변동계수가 2mm 두께에서만 높았으며 나머지층에서는 거의 일정하여 평균 5.8%를 나타내었다고 보고되었다.¹⁶ 본 연구에서 사용된 구리스텝웨지의 경우는 구리두께 0.03mm에서 변동계수가 0.33, 0.06에서 0.27mm까지는 변동계수 각각 0.17에서 0.05의 분포를 나타내어 측정치의 변동은 낮았으나 결정계수가 높은 경우 측정된 두께가 실제두께와 거의 일치하였으며 결정계수가 낮은 경우 실제두께와 측정된 두께는 변동계수가 낮음에도 실제두께와 차이를 나타내어 변동계수보다는 결정계수 의존적임을 나타내었다.

노출이 미치는 영향을 살펴보면 60 및 70kVp에서 촬영된 필름중 육안적으로 지나치게 필름흑화도가 높은 경우는 당량영상에서도 측정이 유효하지 못하여 예비실험을 통하여 70kVp, 0.20 및 0.25초의 노출상들은 실험대상에서 제외시켰다. 0mm를 포함시킨 10단계웨이 측정시 60kVp 0.12초 노출시 뚜렷하게 결정계수가 컸으며 치조골 구리당량치의 측정 변동계수도 작았다. 반면 70kVp에서는 구리스텝 각 단계의 구리당량치가 실제구리두께와 일치하지 않은 경우를 나타내었다. 70kVp 0.12초 0.16초 영상에서는 치조골부 구리당량치도 높은 값을 나타내었고 변동계수도 0.16초에서 높아져 역시 육안적으로 적절한 필름이 평가에 사용되어야 한다고 생각되었다.

예비실험에서 변환관계식을 작성하기 전에 plot profile이나 색상강화를 통해 밀도분포를 검토하여 관심영역을 정하고 필름 취급시 발생된 얼룩이 있는 부위도 측정에서 제외시킴으로서 정밀도를 높힐 수 있었고 필름흑화도의 정도가 일정형태의 곡선에서 크게 벗어나는 두터거나 너무 얇은 구리단계는 측정에서 제외시킬 필요가 있다고 생각되었다. 또한 측정될 골밀도 값에 상응하는 범위내에 다단계가 포함되도록 스텝웨지를 제작함으로써 골밀도측정에 유효한 변환관계식을 얻을 수 있다고 사료되었다.

골조직의 정량평가에 이용하고자 고해상도의 자동 슬라이드스캐너를 입력제로 하고 다기능영상분석 프로그램인 NIH image를 이용한 디지털영상시스템과 참조체로 예상 골밀도에 상응하는 얇은 구리로 제작된 구리스텝웨지를 이용한 구리당량영상제작법을 상술하였다. 이를 임상에 응용함에 있어 구리당량영상으로의 변환관계식 작성시 구리스텝의 적용양태와 노출이 미치는 영향을 검토하여 변환관계식의 결정계수 그 식에 의존된 구리당량치간의 관계가 평가되었다. 구리스텝웨지는 계측하려는 부위의 골밀도에 상응하는 구리두께의 범위내에서 다단계웨지로 제작되어야 하고, 이때 구리당량영상으로 전환하여 비교하고자 할 때 노출의 차가 심한 필름은 배제되어야 한다. 또한 구리당량영상은 계측치의 변동계수보다는 변환식의 결정계

수 의존적이었다.

참 고 문 헌

1. Jeffcoat MK. Radiographic methods for the detection of progressive alveolar bone loss. *J Periodont Res* 1992; 63: 367-72.
2. Duinkerke ASH, Van De Poel ACM, Doesburg WH, Lemmens WAJG. Densitometric analysis of experimentally produced periapical radiolucencies. *Oral Surg* 1977; 43: 782-97.
3. Ruttimann UE, Webber RL. Volumetry of localized bone lesions by subtraction radiography. *J Periodont Res* 1987; 22: 215-6.
4. Brägger U. Digital imaging in periodontal radiography. A review. *J Clin Periodontol* 1988; 15: 551-7.
5. Brägger D, Pasquali L, Rylander H, Carnes D, Kornman KS. Computer assisted densitometric image analysis in periodontal radiography. A methodological study. *J Clin Periodontol* 1988; 15: 27-37.
6. Christagu M, Wenzel A, Hiller K-A, Schmalz G. Quantitative digital subtraction radiography for assessment of bone density changes following periodontal guided tissue regeneration. *Dentomaxillofac Radiol* 1996; 25: 25-33.
7. Gröndahl HG, Gröndahl K, Webber RL. A digital subtraction technique for dental radiography. *Oral Surg* 1988; 55: 96-102.
8. Gröndahl K, Gröndahl HG, Webber RL. 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* 1984; 11: 411-20.
9. Hildebolt CF, Vanier MW, Pilgram TK, Shrout MK. Quantitative evaluation of digital dental radiograph imaging systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990; 70: 661-8.
10. Hildebolt CF, Vannier MW, Gravier MJ, Shrout MK, Knapp RH, Walkup RK. Technical Report Digital dental image processing of alveolar bone: Macintosh II personal computer software. *Dentomaxillofac Radiol* 1992; 21: 162-9.
11. Nagamine N, Tani K, Hara Y et al. Radiographic quantitative analysis of bone repair on chronic apical periodontitis. *日本歯科保存學雜誌* 1986; 28: 232-42.
12. Nummikoski PV, Martinez TS, Matteson SR, McDavid WD, Dove SB. Digital subtraction radiography in artificial recurrent caries detection. *Dentomaxillofac Radiol* 1992; 21: 59-64.
13. Ohki M, Okano T, Yamada N. A contrast-correction method for digital subtraction radiography. *J Periodont Res* 1988; 23: 277-80.
14. Noda K. A study on the quantitative observation of the roentgenogram of the periapical lesions. *口病誌* 1977; 44: 96-112.
15. 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* 1989; 29: 289-94.
16. Ortman LF, Dunford R, McHenry K, Hausmann E. Subtraction radiography and computer assisted densitometric analyses of standardized radiographs. A comparison study with ¹²⁵I absorptiometry. *J Periodont Res* 1985; 20: 644-51.
17. Strid KG, Kålebo P. Bone mass determination from microradiographs by computer-assisted videodensitometry I. Methodology. *Acta Radiol* 1988; 29: 465-72.
18. 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.
19. Vos MH, Janssen PTM, van Aken J, Heethaar RM. Quantitative measurement of periodontal bone changes by digital subtraction. *J Periodont Res* 1986; 21: 583-91.

20. Webber RL, Ruttimann UE, Heaven TJ. Calibration errors in digital subtraction radiography. *J Periodont Res* 1990; 25: 268-75.
21. Webber RL, Ruttimann UE, Gröndahl H-G. X-ray image subtraction as a bias for assessment of periodontal changes. *J Periodont Res* 1982; 17: 509-11.
22. 김재덕, 김영진. 시간경과에 따른 골변화의 영상분석에 관한 연구. *대한구강악안면방사선학회지* 1997; 27: 521-34.
23. 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* 1989; 31: 129.