

# 방사선사진용 디지털 영상시스템의 정량적 평가에 관한 실험적 연구

단국대학교 치과대학 구강악안면방사선학 교실

조 형 희 · 김 은 경

## 목 차

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구 성적
- IV. 총괄 및 고찰
- V. 요약 및 결론
- 참고문헌
- 영문초록

## I. 서 론

디지털 방사선 촬영술(Digital radiography)이란 인체에 투과 또는 반사된 x-선이나 초음파와 같은 아나로그 신호를 디지털 신호로 바꾸어 모니터 상에 영상을 재현시켜주는 촬영술의 일종으로 x선 영상 검출, 디지털화, 영상처리 및 영상의 디스플레이의 네 단계를 거치게 된다<sup>3,8,11)</sup>. 영상검출기의 종류에 따라 Digital subtraction angiography, Computed radiography, Radiovisiography, film-based digital imaging system 등이 있다<sup>3)</sup>. Digital subtraction angiography는 형광증배관(image intensifier)과 고감도 카메라를 이용한 것으로 혈관 조영화상을 디지털화하여 영상처리하는 고가의 장치이며<sup>3,8)</sup>, Computed radiography는 형광물질을 도포한 영상판(imaging plate)을 필름대신 이용하여 x선을 촬영하는, 일본에서

개발된 방법으로 역시 고가이다<sup>3)</sup>. Radiovisiography는 치과구내촬영용으로 개발된 것으로 증감지의 x선 형광화상을 직접 디지털화하는 방식으로, 근관치료 또는 임플란트 매식 시 사용된다<sup>15,25,37)</sup>. 기존의 방식으로 촬영, 현상된 필름을 디지털화하는 film-based digital imaging system은 x선 필름을 CCD(charge-coupled device) 카메라나 스캐너를 이용하여 컴퓨터에 입력하여 영상처리하는 시스템으로, 최근에 개인용 컴퓨터의 발달로 개인용 컴퓨터를 이용한 디지털 영상시스템을 제작하여 임상에 이용하고자 하는 시도가 많이 있어왔다<sup>3,10-13,18,23,14,27)</sup>.

1983년 Grondahl 등<sup>12)</sup>은 치과방사선 사진을 이용하여 디지털 공제촬영을 시행하는 술식을 보고하였고, Ruttimann과 Webber(1987)<sup>31)</sup>는 디지털 공제촬영으로 국소적인 골병소의 양을 측정하였으며, Fujita 등(1988)<sup>11)</sup>은 파노라마 사진을 디지털 영상 처리했을 때 화질이 개선된다고 보고하였다. 또 Hildebolt 등(1990)<sup>14)</sup>은 디지털 치과방사선사진 영상 시스템의 정량 분석에서 슬라이드 스캐너를 이용한 시스템이 비디오 카메라를 이용한 시스템보다 우수하다고 하였다. 국내에서는 1990년 김과 정<sup>1)</sup>이 디지털 영상 공제 처리를 통해 치주조직의 골 병소의 정량화에 관한 연구 결과를 보고한 바 있고, 1992년 유와 이<sup>2)</sup>는 비디오 농도계를 이용하여 X선사진의 흑화도와 대조도에 관한 논문을 발표하였다.

그러나 이들 대부분은 IBM호환 기종의 개인용 컴퓨터를 이용하여 컴퓨터에 관한 지식이 부족한 사람들이 활용하기에 상당한 어려움이 따랐으며, 비교적 사용이 용이한 매킨토시 컴퓨터를 이용한 시스템은 거의 보고된 바 없었다. 이에 저자는 매킨토시 IIci 컴퓨터, 고해상도의 Sony XC-77 CCD 카메라, Quickcapture frame grabber board를 이용한 디지털 영상시스템을 제작하여, 표준화된 치근단필름을 디지털영상화 해서 정량적으로 평가하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 연구 재료

#### 1) 디지털 영상 시스템

디지털 영상 처리에 사용된 컴퓨터는 매킨토시 IIci 컴퓨터(Apple computer Inc, U.S.A.)로, 13" Applecolor 고해상도 RGB 모니터(Apple computer Inc, U.S.A.)를 사용하였다. 입력장치로 고해상도의 Sony XC-77 CCD 카메라(Sony Co, Japan)를 이용하여 x선 사진을 촬영하였고, 이로써 얻은 영상은 640×480 pixels의 공간 해상도와 256 단계의 계조도(0-흑, 255-백)를 지원하는 Quickcapture frame grabber board(Data Translation Inc, U.S.A.)를 이용하여 디지털화 하였다. 영상 처리를 위한 소프트웨어로 "NIH Image" 프로

그램을 사용하였다(Fig. 1).

#### 2) X선 사진 촬영 및 현상

인체 건조 하악골과 알루미늄 step wedge를 피사체로 하여, 원통형의 30cm cone, 전자 타이머가 부착된 70kV, 8mA의 Oramatic x선 발생장치(Trophy Co, France)로 촬영하였다. 필름은 감광도 E군의 치근단 필름(Kodak Co, U.S.A.)을 이용하였으며, 늘 동일 위치, 동일 각도로 촬영하기 위해 건조하악골과 XCP 필름 유지장치를 치과용 경석고 및 아크릴릭 레진으로 고정하였다(Fig. 2). 알루미늄 step wedge는 2mm 두께로부터 2mm씩 증가시켜 20mm까지 10계단으로 만들어서, XCP 필름 유지장치의 bite block의 교합면측에 부착시켜 촬영하였다. 촬영된 X선 사진은 Dental pony 자동 현상기(Fuji Medical, Japan)로 현상하였으며, 현상조건은 28°C, 6분이었다.

### 2. 연구 방법

#### 1) 알루미늄 두께와 계조도간의 상관관계

70kVp, 8mA, 0.3초의 조건으로 알루미늄 step wedge와 함께 하악 구치부의 치근단 사진을 8매 촬영하여, 자동현상기로 현상하였다. 현상된 X선 사진을 CCD 카메라로 잡아 디지털 영상 시스템 내로 입력하였다. 모니터 상의 영상에서 알루미늄 step의 각각의 계조도를 측정하여, 알루미늄 두께와 계조도간의 상관관계를 보기 위해 직선 회귀 분석을 시행하였다.

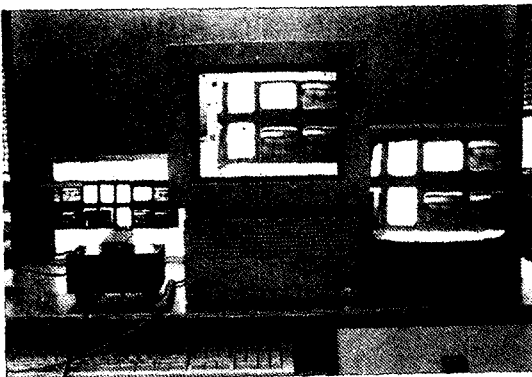


Fig. 1. Digital imaging system

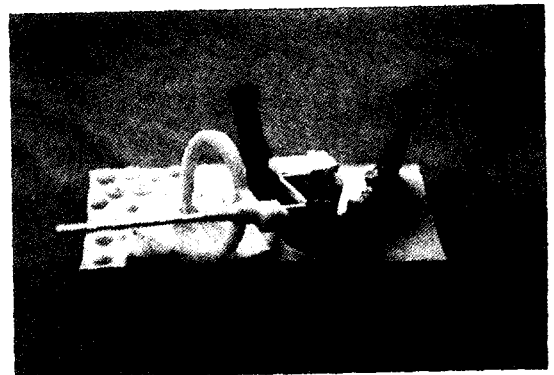


Fig. 2. Mandible with film holder for standardization

2) 실험 병소의 실제 무게와 디지털 공제술에 의해 평가된 상대적인 병소 체적 간의 상관관계

실험 병소를 형성하기 전에 하악 구치부의 치근단 사진을 단순 사진(scout film)으로 촬영하였다. 그 후 저속의 round bur로 치조골부에 15개의 병소를 형성하였다. 각각의 병소를 형성할 때마다 제거된 골의 중량을 0.1mg까지 측정할 수 있는 direct reading balance NL-200TP(Shimadzu Co, Japan)로 정밀하게 측정하고, 치근단 사진을 단순사진과 동일조건으로 촬영하였다. 상기한 디지털 영상 시스템으로 병소형성 후 사진과 단순 사진을 디지털화 하여, NIH Image 프로그램을 이용하여 공제(subtraction)하였다(Fig. 3, 4, 5). 공제한 사진에서 다음과 같은 방식으로 상대적인 병소 체적을 구했다.

상대적인 병소 체적(relative lesion volume)  
 = 다각형 면적(polygon area) × 병소와 그 주위 계조도간의 차이(average gray level difference between lesion and its surround)

(Ruttimann 등<sup>3)</sup>, 1987)

각 병소의 평가된 상대적인 체적과 실제 중량을 직선 회귀 분석하였다.

3) 노출시간의 변화가 알루미늄 두께와 계조도간의 상관관계에 미치는 영향

70kVp, 8mA의 조건은 동일하게 하고, 노출시간을 0.06초에서 1.0초까지 10단계로 점차 증가시켜 알루미늄 step wedge를 부착시켜 동일 위치, 동일 각도로 치근단 필름을 촬영하였다. 동일하게 현상하여, 디지털화 한 후 각 알루미늄 step의 계조도를 측정하였다. 노출시간별로 알루미늄 두께와 계조도값을 직선 회귀 분석하여 비교하였다.

### III. 연구 성적

1) 알루미늄 두께와 계조도간의 상관 관계

8매의 치근단 사진을 디지털화 하여 모니터 상의 영상에서 측정된 알루미늄 step의 각각의 계조도와 평균값은 Table 1과 같았다. 알루미늄의 두께가 두꺼워질수록 계조도의 값이 점차 증가되는 것을 볼 수 있으며(Fig. 6), 알루미늄의 두께와 계조도의 값을 직선 회귀 분석한 결과  $r^2$ 의 값이 0.99( $p < 0.001$ )로 높은 상관 관계를 보였다(Fig. 7).

2) 실험 병소의 실제 무게와 디지털 공제술에 의해 평가된 상대적인 병소체적 간의 상관 관계

실험 병소의 실제 무게와 디지털 공제술에 의해 평가된 상대적인 병소 체적은 Table 2와 같았다. 이를 직선 회귀 분석한 결과  $r^2$ 값이 0.98( $p < 0.001$ )로 역시 높은 상관 관계를 보였다(Fig. 8).

Table 1. Gray level value of Aluminum step wedge

Al thickness	No.	1	2	3	4	5	6	7	8	Avg.	S.D.
2mm		11	11	9	10	11	11	27	14	13	5.83
4mm		32	29	20	22	27	25	38	25	27	5.75
6mm		63	61	43	45	54	50	61	46	53	8.03
8mm		101	95	71	73	82	74	90	69	82	12.12
10mm		123	126	91	97	105	98	114	85	105	14.90
12mm		146	147	109	117	123	118	133	95	124	17.90
14mm		161	162	129	128	135	133	147	104	137	19.10

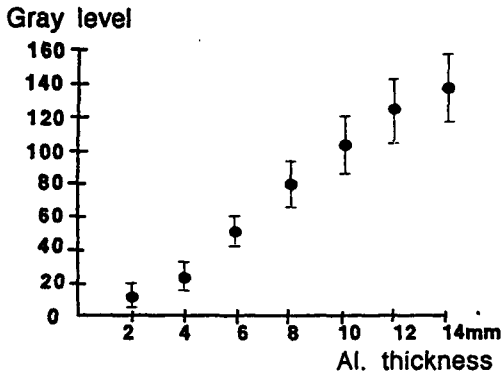


Fig. 6. Graph of relation between Aluminum thickness and gray level

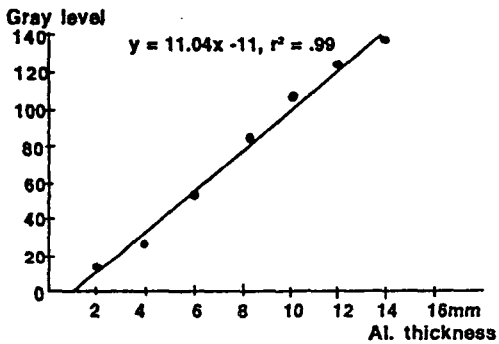


Fig. 7. Regression analysis of gray level to Aluminum thickness

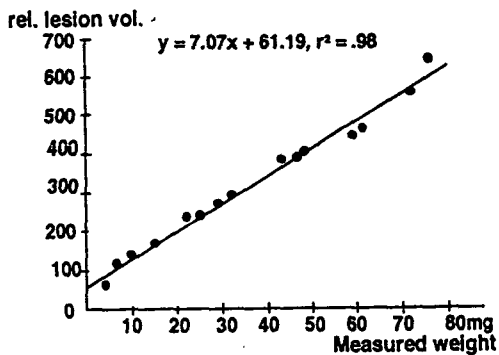


Fig. 8. Regression analysis of estimated relative lesion volume to measured weight

Table 2. Estimated relative lesion volume of each experimental lesion

Measured weight(mg)	Relative lesion volume
4	61
7	113
10	136
15	173
22	238
25	240
29	270
32	296
43	383
47	393
48	406
59	438
61	458
72	558
76	644

### 3) 노출시간의 병화가 알루미늄 두께와 계조도간의 상관관계에 미치는 영향

노출시간을 0.06초에서 1.0초까지 10단계로 점차 증가시켜 촬영한 사진을 디지털화 하여 모니터 상의 영상에서 측정된 알루미늄 step의 각각의 계조도는 Table 3과 같았다. 너무 밝거나 너무 어두워서 알루미늄계단을 구별하기 어려운 부위는 측정값에서 제외시켰다. 노출시간이 증가함에 따라 평균 계조도 값이 점차 감소하였으며, 직선회귀식의 경사도(b값)가 감소하는 경향이 있었고 ( $p < 0.01$ ), 0.2초 미만의 짧은 노출시간에서 상대적으로 낮은 결정계수( $r^2$ )를 보였다.

## IV. 총괄 및 고찰

디지털 방사선 촬영술은 영상의 검출과 디지털

Table 3. Gray level value of Aluminum step wedge, according to exposure time

exposure Al time thickness	0.06s	0.1s	0.16s	0.2s	0.3s	0.4s	0.5s	0.6s	0.8s	1.0s
2mm	82	45	28	20	11	9	8			
4mm	137	99	67	50	29	19	15	10	10	9
6mm	175	143	107	86	61	42	34	22	20	12
8mm	199	169	143	120	95	73	59	45	40	19
10mm	207	190	161	143	126	99	87	68	62	30
12mm			176	163	147	122	113	90	86	45
14mm			187	175	162	140	135	112	106	60
16mm						154	153	131	123	79
18mm								140	132	95
20mm										103
mean gray level	160	129	124	108	90	82	76	77	72	50
r <sup>2</sup>	0.92	0.96	0.95	0.98	0.99	0.99	0.98	0.99	0.99	0.98
p	0.0096	0.0032	0.0002	0.0001	0.0001	0.0001	0.0001	0.0001	0.0001	0.0001
b	31.2	36	26.8	26.7	26.9	22.5	19.9	20	18.9	14.3

탈화, 영상 처리, 영상의 디스플레이의 네 단계를 거치게 된다<sup>36)</sup>. 이중 영상 검출기의 종류에 따라 Digital subtraction angiography, Computed radiography, Radiovisiography, film-based digital imaging system 등으로 분류되는데<sup>3)</sup>, Digital subtraction angiography와 Computed radiography는 고가의 장비로 사용에 많은 제한이 있다. Radiovisiography는 치과구내촬영용으로 개발된 촬영술인데, 필름대신 증감지와 CCD(charge-coupled device)로 구성된 구내 센서를 이용하는 것으로, 촬영 즉시 모니터 상에서 영상을 볼 수 있는 영상시스템이다. 해상도와 관용도에서 기존의 구내 필름보다 질이 떨어지나, 환자의 노출 감소와 적은 영상의 변형으로 앞으로 그 활용도가 높아질 것으로 기대되고 있다<sup>15,25,37)</sup>. 기존의 방식으로 촬영, 현상된 필름을 디지털화하는 film-based digital imaging system은 x선 필름을 CCD카메라나 스캐너를 이용하여 컴퓨터에 입력하여 영상처리하는

시스템으로, 최근에 개인용 컴퓨터의 발달로 개인용 컴퓨터를 이용한 디지털 영상시스템을 제작하여 임상에 이용하고자 하는 많은 시도가 있어왔다<sup>3,10-13,18,23,24,26)</sup>. 이때 입력장치로 CCD카메라, 드럼 스캐너, 슬라이드 스캐너 등이 이용되는데, Hildebolt 등<sup>14)</sup>은 영상의 해상도를 위해서는 스캐너가 우수하다고 보고하였다. 그러나 스캐너의 경우 CCD카메라에 비해 디지털 정보의 양이 많아, 디지털 영상의 저장에 많은 용량이 소요되며, 또한 입력시 실시간으로 처리되지 않아 영상 처리에 상당한 어려움이 따른다. 특히 본 연구에서 사용한 NIH에서 개발한 프로그램인 "Image"는 고해상도의 슬라이드 스캐너를 사용할 수 없게 되어 있어 본 연구에서는 입력 장치로 고해상도의 Sony XC-77 CCD 카메라를 사용하였다. 디지털 영상시스템에 사용되는 개인용 컴퓨터는 대부분 IBM 호환기종으로 보고되었으나, 본 연구에서는 비교적 사용이 용이한 매킨토시 컴퓨터로 디지털 영상

시스템을 제작하였다.

영상 처리방법에는 여러가지가 있는데, 그 중 대조도 증강(contrast enhancement), 공간 주파수 증강(spatial frequency enhancement), 공제(subtraction)등이 가장 많이 활용되는 방법<sup>2,10,30)</sup>이다. 특히 공제술에 관해서는 1983년 Grondahl 등<sup>12)</sup>이 치과방사선 사진의 디지털 공제 방법을 보고한 이래 많은 시도가 있었다. 디지털 공제 방법의 문제점은 공제하고자 하는 두 필름의 대조도의 보정과 두 필름 촬영시 동일 위치, 동일 각도로 촬영해야 한다는 점, 또 영상 캡처시 두 필름의 중첩문제이다. 두 필름의 대조도를 보정하는 방법은 Ruttimann 등<sup>32)</sup>이 주장한 robust digital 방법과 Ohki 등<sup>29)</sup>이 제시한 두 영상간의 계조도관계로부터 얻어진 함수를 이용하는 방법이 있다. 표준화된 상태로 촬영하는 문제는 기계적으로 X-선 촬영 장치와 환자, 필름을 연결시켜 촬영함으로써 해결될 수 있다. 그러나 이 방법은 일상적인 임상환경에서 시행하기가 어려워 소수 특정 환자군에서만 사용가능한 단점이 있다. Jeffcoat 등<sup>19)</sup>이 1987년에 두부규격 장치를 사용하는 방법이 기존의 스텐트를 사용하는 방법보다 우수하다고 보고하였다. 또 Jeffcoat 등(1984)<sup>16)</sup>과 van der Stelt 등(1989)<sup>34)</sup>은 비표준화된 방사선사진을 공제하는 방법에 관해 보고한 바 있다. 그러나 이 표준화 문제는 계속 해결해야 할 문제로 남아 있다. 본 연구에서는 공제를 위해 대조도가 유사한 필름을 선택하여 시행하였으며, 표준화 문제는 건조 하악골을 석고와 아크릴릭 레진으로 고정하여 동일상태로 촬영하였기 때문에 별 문제가 없었다. 그외에 공제시 필름 중첩의 정확성이 결과에 많은 영향을 미치게 되는데<sup>6,39)</sup>, 본 연구에서는 영상 처리 프로그램인 "NIH Image" 내의 투명도(transparency)기능을 이용하여 중첩을 수행하였다.

이러한 디지털 공제 방사선 촬영술의 임상 이용에 관해서는 미세한 골변화를 보이는 치주질환, 치아우식증<sup>28)</sup>, 임플란트<sup>7)</sup>, 악관절의 골변화<sup>9)</sup> 및 위치변화<sup>20,21)</sup>등의 진단과 골의 정량분석<sup>31,37,38)</sup>에의 이용 등 많은 보고가 있었다. 정량분석에 관한 본연구에서 실험 병소의 상대적인 골 체적의 평가는 Ruttimann 등<sup>31)</sup>이 제안한 방법으로 하였다.

이때 피질골의 step wedge를 함께 촬영하면 실제 소실된 골 양의 평가도 가능하리라 여겨진다. Ruttimann 등<sup>31)</sup>의 보고에 따르면 25개의 실험 병소의 실제 무게와 평가된 골 양간에 직선 회귀 분석 결과  $r^2$ 이 0.930으로 나온데 반해 본 연구에서는 0.98로 더욱 높은  $r^2$ 값이 나왔다. 그 원인으로 Ruttimann 등의 실험에서는 병소의 실제 무게를 측정시, 병소 형성 전과 후의 하악골의 무게를 측정하여 그 차이를 병소무게로 하였으나 워낙 10 mg대의 작은 양의 병소라 그와 같은 측정방법의 정확성에 문제가 있지 않나 사료되었다.

노출시간의 증가에 따른 변화는 본 연구에서 노출시간이 증가함에 따라 평균 계조도 값이 점차 감소하였으며, 직선회귀식의 경사도(b값)가 감소하는 경향이 있었고( $p < 0.01$ ), 0.2초 미만의 짧은 노출시간에서 상대적으로 낮은 결정계수( $r^2$ )를 보였다. 직선회귀식의 경사도(b값)는 영상의 대조도와 관련있는 바, 노출시간이 증가함에 따라 대조도가 감소하는 것으로 나타났다. 이는 1992년 유와 이<sup>2)</sup>의 연구결과와 일치하지 않는데, 그들은 저관전압(60, 65, 70kVp)에서 조사시간이 증가됨에 따라 대조도가 증가되었고, 고관전압(80, 90 kVp)에서는 조사시간이 증가됨에 따라 대조도가 감소되었다고 보고하였다. 이 부분에 대해서는 좀 더 확인 실험이 필요하다고 생각된다. 또 본 연구에서 0.2초 미만의 짧은 노출시간에서 상대적으로 낮은 결정계수( $r^2$ )를 보였는데, 디지털 촬영의 장점중의 하나인 노출시간의 단축시 적절한 노출시간의 결정이 필요하다고 사료된다.

전체적으로 보았을 때 본 연구에서 제작한 디지털 영상 시스템이 알루미늄의 두께와 디지털 영상의 계조도간에 높은 상관관계를 보였고, 실험병소의 실제 무게와 디지털영상화해서 평가된 상대적 병소 체적 간에서도 높은 상관관계를 보여, 표준화된 치근단필름을 디지털 영상화하여 정량적으로 평가하는데 유용할 것으로 판단된다.

## V. 요약 및 결론

매킨토시 IIci 컴퓨터, 고해상도의 Sony XC 77 CCD 카메라, Quickcapture frame grabber board를 이용한 디지털 영상시스템을 제작하여,

70kVp, 8mA, 0.3초의 촬영 조건으로 알루미늄 step wedge를 함께 촬영한 표준화된 치근단필름을 디지털영상화 해서 정량분석을 위해 알루미늄의 실제 두께와 디지털영상의 계조도간의 상관관계를 보았고, 건조하악골에 15개의 병소를 형성하여 촬영한 표준화된 치근단필름을 역시 디지털영상화 해서 구한 상대적 병소 체적과 실제 제거된 골량과의 상관관계를 보았다. 또 노출시간을 0.06초에서 1.0초까지 변화를 주어 촬영해서 노출시간의 변화가 알루미늄의 두께와 계조도간의 상관관계에 미치는 영향을 평가하여, 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 알루미늄의 두께와 디지털영상의 계조도는 높은 상관 관계를 보였다. ( $r^2=0.99$ ,  $p<0.001$ )
2. 실험병소의 실제 무게와 디지털영상화해서 평가된 상대적 병소 체적은 높은 상관 관계를 보였다. ( $r^2=0.98$ ,  $p<0.001$ )
3. 노출시간의 변화가 알루미늄의 두께와 계조도간의 상관관계에 미치는 영향은 노출시간이 증가될수록 알루미늄의 두께와 계조도간의 직선 회귀식의 경사도가 감소하는 경향이 있었으며 ( $p<0.01$ ). 짧은 노출시간에서 상대적으로 낮은 상관 계수를 보였다.

이상의 연구결과로 미루어 보아 매킨토시 II ci 컴퓨터와 고해상도의 CCD monochrome 카메라를 이용한 디지털 영상시스템은 표준화된 치근단필름을 디지털 영상화하여 정량적으로 평가하는데 유용할 것으로 판단된다.

## REFERENCES

1. 김형욱, 정종평 : 치주병소골 흡수시 정량분석형 계수 공제영상 방사선측정법에 대한 실험적 연구, 대한 치주과 학회지, 20 : 278-285, 1990.
2. 유영선, 이상래 : Videodensitometry법을 이용한 X선 사진의 흑화도와 대조도에 관한 연구. 대한 구강악안면 방사선 학회지. 22 : 293-303, 1992.
3. 佐々木武仁, 大林尚人 : 畫像 診斷法の 最近の 技術的 進歩—デジタル ラジオグラフィ. 東京都 齒科 醫師會 雜誌. 39 : 757-768, 1991.
4. Allen KM, Hausmann E : Computerized generation of lesion models for evaluating subtraction radiography. Dentomaxillofac Radiol., 19 : 161-164, 1990.
5. Araki K, Kitamori H, Yoshiura K, Okuda H, Ohki M : Standardized lateral oblique projection of the mandible for digital subtraction radiography. Dentomaxillofac Radiol., 21 : 88-92, 1992.
6. Benn DK : Limitation of the digital image subtraction technique in assessing alveolar bone crest change due to misalignment errors during image capture. Dentomaxillofac Radiol., 19 : 97-104, 1990.
7. Braegger U, Pasquali L, Weber H, Kornman KS : Computer assisted densitometric image analysis(CA-DIA) for the assessment of alveolar bone density changes in furcations. J Clin Periodontol., 16 : 46-52, 1989.
8. Brody WR : Digital radiography. Raven press. 1-26, 1984.
9. Engelke W, Ruttimann UE, Tsuchimochi M, Bacher JD : An experimental study of new diagnostic methods for the examination of osseous lesions in the temporomandibular joint. Oral Surg Oral Med Oral Pathol., 73 : 348-349, 1992.
10. Fujita M, Kodera Y, Ogawa M, Tanimoto K, Sunayashiki T, Wada T, Doi K : Digital image processing of dentomaxillofacial radiographs. Oral Surg Oral Med Oral Pathol., 64 : 485-493, 1987.
11. Fujita M, Kodera Y, Ogawa M, Wada T, Doi K : Digital image processing of periapical radiographs. Oral Surg Oral Med Oral Pathol., 65 : 490-494, 1988.
12. Grondahl H, Grondahl K, Webber RL : A digital subtraction technique for dental radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol., 55 : 96-102, 1983.
13. Grondahl H, Grondahl K : Subtraction radiography for the diagnosis of periodontal bone lesions. Oral Surg Oral Med Oral Pathol., 55 : 208-213, 1983.
14. Hildebolt CF, Vanier MW, Pilgram TK, Shrout MK : Quantitative evaluation of digital dental radiograph imaging systems. Oral Surg Oral Med Oral Pathol., 70 : 661-668, 1990.
15. Horner K, Shearer AC, Walker A, Wilson NHF : Radiovisiography : An initial evaluation. British Dental J., 168 : 244-248, 1990.

16. Jeffcoat MK, Jeffcoat RL, Williams RC : A new method for the comparison of bone loss measurements on non-standardized radiographs. *J Periodontal Res.*, 19 : 434-440, 1984.
17. Jeffcoat MK : Radiographic methods for the detection of progressive alveolar bone loss. *J Periodontol.*, 63 : 367-372, 1992.
18. Jeffcoat MK, Page R, Reddy M, Wannawisute A, Waite P : Use of digital radiography to demonstrate the potential of naproxen as an adjunct in the treatment of rapidly progressive periodontitis. *J Periodontal Res.*, 26 : 415-421, 1991.
19. Jeffcoat MK, Reddy MS, Webber RL, Williams RC, Ruttimann UE : Extraoral control of geometry for digital subtraction radiography. *J Periodontal Res.*, 22 : 396-402, 1987.
20. Ludlow JB, Soltmann R, Tyndal D, Gray JJ : Accuracy of quantification of mandibular condyle displacement in digitally subtracted linear tomography. *Dentomaxillofac Radiol.*, 21 : 81-89, 1992.
21. Ludlow JB, Soltmann R, Tyndall D, Grady JJ : Digital subtracted linear tomograms : Three techniques or measuring condylar displacement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 72 : 614 : 620, 1991.
22. Mallon DE, Mellberg JR : Analysis of dental hard tissue by computerized microdensitometry. *J Dent Res.*, 64y112-116, 1985.
23. Martin RB, Papamichos T, Dannucci GA : Linear calibration of radiographic mineral density using video-digitizing methods. *Calcif Tissue Int.*, 47 : 82-91, 1990.
24. Mchenry K, Hausmann E, Wikesjo U, Dunford R, Lyon-Bottenfield E, Christersson L : Methodological aspects and quantitative adjuncts to computerized subtraction radiography. *J Periodontal Res.*, 22 : 125-132, 1987.
25. Mouyen F, Benz C, Son nabend E, Lodter JP : Presentation and physical evaluation of Radiovisiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 68 : 238-42, 1989.
26. Moystad A, Svanaes DB, Larheim TA : Personal computer equipment for dental digital subtraction radiography vs. industrial computer equipment and conventional radiography. *Scan J Dent Res.*, 100 : 117-122, 1992.
27. Nicopoulou-Karayianni K, Bragger U, Burgin W, Nielsen PM, Lang NP : Diagnosis of alveolar bone changes with digital subtraction images and conventional radiographs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 72 : 251-256, 1991.
28. Nummikoski PV, Martinez TS, Matteson SR, McDavid WD, Dove SB : Digital subtraction radiography in artificial recurrent caries detection. *Dentomaxillofac Radiol.*, 21 : 59-64, 1992.
29. Ohki M, Okano T, Yamada N : A contrast-correction method for digital subtraction radiography. *J Periodontal Res.*, 23 : 277-280, 1988.
30. Reddy MS, Bruch JM, Jeffcoat MK, Williams RC : Contrast enhancement as an aid to interpretation in digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 71 : 763-769, 1991.
31. Ruttimann UE, Webber RL : Volumetry of localized bone lesions by subtraction radiography. *J Periodontal Res.*, 22 : 215-216, 1987.
32. Ruttimann UE, Webber RL, Schmidt E : A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. *J Periodontal Res.*, 21 : 486-495, 1986.
33. Sonoda M, Takano M, Miyahara J, Kato H : Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. *Radiology*, 148 : 833-838, 1983.
34. Van der Stelt PF, Ruttimann UE, Webber RL : Determination of projection for subtraction radiography based on image similarity measurements. *Dentomaxillofac Radiol.*, 18 : 113-117, 1989.
35. Van der Stelt PF, Ruttimann UE, Webber RL : Enhancement of tomosynthetic images in dental radiology. *J Dent Res.*, 65(7) : 967-973, 1986.
36. Vos MH, Jassen PTM, Van Aken J, Heethaar RM : Quantitative measurement of periodontal bone changes by digital subtraction. *J Periodontal Res.*, 21 : 583-591, 1986.
37. Walker A, Horner K, Czajka J, Shearer AC, Wilson NHF : Quantitative assessment of a new dental imaging system. *British J Radiography*, 64 : 529-36, 1991.
38. Webber RL, Ruttimann UE, Heaven TJ : Calibration errors in digital subtraction radiography. *J Periodontal*



Res., 25 : 268-275, 1990.

39. Wenzel A : Effect of manual compared with reference point superimposition on image quality in digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol.*, 18 : 145-150, 1989.

40. 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.

– ABSTRACT –

## EXPERIMENTAL STUDY ON QUANTITATIVE EVALUATION OF FILM-BASED DIGITAL IMAGING SYSTEM

Heang-Hee Cho, Eun-Kyung Kim

*Dept of Oral and Maxillofacial Radiology, College of Dentistry, Dankook University*

A digital imaging system using Machintosh II ci computer, high resolution Sony XC-77 CCD camera, Quickcapture Frame Grabber Board was evaluated for quantitative analysis of standardized periapical film with aluminum step wedge.

The results were as follows :

1. Correlation between Al thickness and gray level was high-positively associated( $r^2=0.99$ ,  $p<0.001$ ).
2. Correlation between measured weight of experimental lesion and estimated relative lesion volume by digital subtracted radiography was also high-positively associated( $r^2=0.98$ ,  $p<0.001$ ).
3. As exposure time was increased, mean gray level was decreased( $p<0.01$ ) and slope of regression line between Al thickness and gray level was also decreased( $p<0.01$ ). And when the exposure time was shorter than 0.2 second, the value of  $r^2$  was relatively low.

On the basis of the above results, it is considered that this digital imaging system using a Macintosh II ci computer & a high resolution CCD monochrome camera will be useful in evaluating digitized image from standardized periapical film quantitatively.

## EXPLANATION FIGURES

- Fig. 1.** Digital imaging system
- Fig. 2.** Mandible with film holder for standardization
- Fig. 3.** Periapical radiograph before lesion formation
- Fig. 4.** Periapical radiograph after lesion formation
- Fig. 5.** Subtracted image



# 논문 사진부도



3



4

5