

디지털 공제방사선영상의 기하학적 보정에 관한 연구

전북대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실 및 구강생체과학연구소
임 숙 영 · 고 광 준

A study on the geometric correction for the digital subtraction radiograph

Suk-Young Lim, Kwang-Joon Koh

Department of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, and Institute of Oral Bio Science,
Chonbuk National University

ABSTRACT

Purpose : To develop a new subtraction program for registering digital periapical images based on the correspondence of anatomic structures.

Materials and Methods : The digital periapical images were obtained by Digora system with Rinn XCP equipment after translation of 1-16 mm, and rotation of 2-20° at the premolar and molar areas of the human dried mandible. The new subtraction program, NIH Image program and Emago/Advanced program were compared by the peak-signal-to noise ratio (PSNR).

Results : The new subtraction program was superior to NIH Images program and Emago/Advanced program up to 16 mm translation and horizontal angulation up to 4° .

Conclusion : The new subtraction program can be used for subtracting digital periapical images. (*Korean J Oral Maxillofac Radiol* 2001; 31 : 23-34)

KEY WORDS : geometric correction, subtraction radiograph

서 론

디지털 공제방사선촬영법 (Digital Subtraction Radiography: DSR)은 시간 차이를 두고 촬영된 두 개의 방사선영상을 중첩시킨 후 중복된 영상을 제거하고 변화량만을 관찰할 수 있는 방법이다.

치과영역에서 디지털 공제방사선촬영법은 1982년 Webber 등¹에 의해 처음으로 치조골의 미세한 변화를 평가하는데 이용된 이래 주로 치조골의 변화,²⁻¹¹ 치주 질환 치료의 평가,¹² 치주질환의 활성화에 미치는 약제의 효과,¹³ 치근단 병소,¹⁴ 치근외흡수,¹⁵ 인접면우식증의 진단,^{16,17} 골의 정량분석,¹⁸⁻²¹ 임프란트 주위의 골변화²² 및 측두하악관절의 골변화²³ 등을 평가하는데 이용되어 왔다.

디지털 공제영상을 얻기 위해서는 두 영상의 휘도(brightness), 대조도 및 기하학적 촬영조건이 표준화되어야 한다.

그러나 실제 모든 조건을 동일하게 유지시키는 것은 불가능하므로 촬영된 디지털 영상에서 이들을 보정하기 위한 방법들이 보고되었다. 대조도보정을 위해서는 Ruttiman 등²⁴이 고안한 robust법, Ohki 등²⁵의 최소제곱법 (least squares quadratic method) 등이 있으며 기계적 보정을 위하여 교합스텐트 (occlusal stent),²¹ 두부고정장치 (cephalostat),²⁶ 전자위치장치 (electronic positioning device),²⁷ 로봇공학 (robotics) 을 이용한 방법²⁸ 등이 보고되었다. 한편 Dunn과 van der Stelt²⁹는 컴퓨터 프로그램을 이용하여 비표준화된 영상의 기하학적 표준화 (geometric standardization)를 고안하고 이러한 기능을 포함한 Emago package (Oral Diagnostic System, The Netherlands)를 상용화하였다.

교합스텐트를 이용하는 방법은 교합면 인기재 (occlusal registration material)를 필름 유지기구에 고정하고 이를 X선 관구에 연결하는 방법으로써 시간이 소요되고 기구의 소독 및 보관이 필요하며, 특히 진행성 치주질환 환자의 경우 시간 경과 후 치아동요에 의해 교합스텐트를 재사용하기 어려운 단점이 있다. Jeffcoat 등²⁶은 X선 관구와 환자의 두부를 고정시키는 두부고정장치를 이용하여 치주병소의 유무를 관찰한 결과 두부고정장치를 이용하는 방법이

접수일: 2000년 11월 25일 채택일: 2000년 12월 22일
Corresponding author: Prof. Kwang-Joon Koh
Department of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, 634-18,
Keum-Am Dong, Duk-Jin Gu, Chon-Ju, South Korea
Tel: 063-250-2023, Fax) 063- 250-2081
E-mail) radkoh@moak.chonbuk.ac.kr

교합스텐트를 이용하는 방법보다 우수하다고 하였다. 그러나 교합스텐트 또는 두부고정장치를 이용하는 방법은 X선원, 환자 및 영상 기록매체의 위치관계의 재현이 비교적 용이한 반면 투사에 의한 변위를 피할 수는 없다. 따라서 디지털 공제프로그램은 미세한 기하학적 변위를 보정해 줄 수 있는 연산기능이 있어야 한다.

Webber 등³⁰은 직사각형 시준기나 기준되는 격자를 이용하여 대응점을 찾고 기준점을 후영상의 상응점으로 위치시키는 warping변환을 이용하여 기하학적 변위의 보정이 가능하다고 하였다. 또한 Jeffcoat 등²⁶은 동일 직선상에 있지 않은 치아의 해부학적 구조에서 세 개의 좌표를 기준점으로 이용하고 표준화되지 않은 방사선영상의 해부학적 구조가 기준되는 방사선영상으로 전환되게 하는 수학적 처리과정에서 행렬변환연산(matrix transformation algorithm)을 이용하였다. 그러나 행렬변환연산은 2차원에서 영상의 구부림만 허용하고 필름이 구부러지거나 X선원과 환자간의 3차원적 변위가 생기면 보정되지 않는다. 따라서 해부학적 구조의 설정시 시간경과시에도 잘 변화되지 않는 백악법랑경계부나 치근점과 같은 구조를 좌표로 설정해야 한다. 방사선영상에서의 각 점은 3차원 공간에서 하나의 단면에 있는 물체의 점이 아니고 공간에 분포된 물체내의 점들을 통과한 결과 이루어진 것이다. van der Stelt 등³¹은 2차원 방사선영상에서 단일평면이라고 인식할 수 있는 5점을 선택하였을 때 각의 변위가 있어도 한 평면에서 5점에 대해 면적비와 각의 사인비(ratio of sines)가 두 영상에서 동일하다는 투사불변(projective invariants) 원리로 3차원 영상의 기하학적 관계를 이용하여 거리와 각도가 변위된 영상을 변환시킬 수 있다고 하였다. Dunn과 van der Stelt²⁹은 기하학적 표준화 연산(geometric standardization algorithm)을 이용하여 관구, 물체, 필름의 독립적인 이동시 영상을 표준화하였다. 그러나 이 방법은 격자의 교점이 필름만 변화된 경우 유용하지만 물체의 회전이 있는 경우에는 해부학적 특징점을 인식하기 어려우므로 물체의 해부학을 숙지하여 동일 평면상의 특징점을 선택하여야 한다.

Pelka 등³²은 simulated annealing 연산을 이용하여 선형 변위 매개변수(linear distortion parameter)를 자동으로 계산한 후 두 영상에서 기준점을 찾고 변환 행렬을 계산하여 영상을 전환시킨 후 처음 영상에서 공제하였다. 또한 Lindner 등³³도 simulated annealing 연산을 이용하여 치조골 높이를 평가한 바 있으며, Webber 등³⁴은 컴퓨터를 이용하여 서로 다른 각도에서 촬영된 디지털 영상을 동일한 각도에서 촬영한 것처럼 모의투사를 자동으로 시행하는 방법으로 디지털 공제영상을 얻었다. 한편, van der Stelt 등³⁵은 단면합성(tomosynthesis)방법으로 변위영상에서 대응하는 좌표를 찾으려는 시도를 하였다.

국내에서는 조와 김²¹의 디지털 공제영상을 이용한 치조골 병소의 정량화에 대한 연구가 있으며, 김³⁶은 디지털 공제

영상에서 Interactive Data Language (IDL)를 이용한 프로그램과 Emago 프로그램의 기능을 비교한 바 있고 최 등³⁷은 디지털 공제영상에서 기하학적 보정에 관한 연구를 한 바 있다.

본 연구의 목적은 디지털 공제영상의 진단능을 향상시킬 수 있는 기하학적 보정 프로그램을 개발하고 향후 이를 치과임상에 응용하고자 하는 데에 있다.

재료 및 방법

1. 디지털영상의 획득

1) 연구재료

사람 건조하악골을 대상으로 대구치부에 2 mm×2 mm 크기의 알루미늄 호일 10개를 부착하였다.

2) 디지털영상의 촬영

X선 발생장치는 관전압 60 kVp, 관전류 7 mA, 총 여과 1.5 mm Al인 Heliodont MD (Siemens Co., Germany)를 이용하였으며, X선 노출은 0.16 sec로 하였고, Rinn XCP 필름유지장치를 이용하였으며, 피사체와 관구의 거리는 40 cm로 하였다. 디지털 영상은 Digora (Soredex Orion Co., Finland) 시스템을 이용하여 얻었다. 거리 변화는 1-16 mm까지 각각 1 mm 간격으로 수평이동(translation) 후 촬영하였으며, 수직각 및 수평각은 각도계를 이용하여 2-20°까지 각각 2° 간격으로 회전이동(rotation) 후 촬영하였다.

2. 공제영상의 획득

1) NIH Image 프로그램

NIH Image 프로그램에서는 수작업을 하지 않고 자동으로 공제영상을 얻었다.

2) Emago 프로그램

Emago 프로그램은 32bit Emago/Advanced (version 3.1)를 이용하였으며, 이 프로그램에서는 감마보정기능으로 대조도를 보정하였고, 기하학적 보정은 4개의 대응점을 지정해 준 후 변환기능에 의해 공제영상을 얻었다.

3) 자체 프로그램

거리 1, 수직각 1, 수평각 1에서 촬영된 영상(기준영상)과 거리 2, 수직각 2, 수평각 2에서 촬영된 영상(변위영상)을 이용하여 가장 변형이 적은 4개의 호일에서 수작업으로 4개의 대응점을 선정하였다. 공제영상을 구하기 전 하악 제 1, 2대구치 중심의 관심영역(region of interest: ROI)에 포함된 호일부분의 영상을 제거하고, 선정된 대응점을 이용하여 변위영상을 기준영상에 맞도록 수식(1)-(4), (6), (7)로 기하학적 변환을 수행한 후 수식(8)을 이용하여 두 영상의 공제 영상을 구하였다. 이 때 수식(5)의 α (회도 보정계수), β (대조도 보정계수)를 조정하여 두 영상의 회도와 대조도를 일치시켰다.

기하학적 연산식은 다음과 같다.

(1) 방사선영상

방사선영상은 3차원 물체를 투과한 방사선에 의해 2차원 평면에 기록된 영상이다. 방사선조사를 원근투사로 가정하면 수식 (1)과 수식 (2)에 의해 3차원 공간상의 한 점은 촬영된 영상의 한 점으로 투사된다.³⁸

$$x_p = \frac{t_{11}X_P + t_{12}Y_P + t_{13}Z_P + t_{14}}{t_{31}X_P + t_{32}Y_P + t_{33}Z_P + 1} \quad (1)$$

$$y_p = \frac{t_{21}X_P + t_{22}Y_P + t_{23}Z_P + t_{24}}{t_{31}X_P + t_{32}Y_P + t_{33}Z_P + 1} \quad (2)$$

여기에서, (X_P, Y_P, Z_P) 는 3차원 공간에 존재하는 한 점 P 의 좌표이며, (x_p, y_p) 는 점 P 에 의하여 영상에 투사된 점 p 의 좌표이다. 또한 11개의 매개 변수들 $(t_{11}, t_{12}, t_{13}, t_{14}, t_{21}, t_{22}, t_{23}, t_{24}, t_{31}, t_{32}, t_{33})$ 은 물체를 기준으로 방사선촬영기의 위치, 방향 등에 의하여 변하며, 기준영상에서 나타난 물체의 일부분이 나중에 촬영된 변위영상에서 나타나지 않을 수 있다.

(2) 평면의 방사선영상

만일 3차원 공간상의 점들이 평면을 이룬다면 방사선촬영기의 위치와 방향에 따라 P 점은 영상 A의 p_A 점 그리고 영상 B의 p_B 점으로 투사된다. 그리고, p_A 점과 p_B 점은 수식 (3)과 수식 (4)의 관계를 가진다.^{39, 40}

$$x_{pA} = \frac{t_{11}x_{pB} + t_{12}y_{pB} + t_{14}}{t_{31}x_{pB} + t_{32}y_{pB} + 1} \quad (3)$$

$$y_{pA} = \frac{t_{21}x_{pB} + t_{22}y_{pB} + t_{24}}{t_{31}x_{pB} + t_{32}y_{pB} + 1} \quad (4)$$

여기에서, (x_{pA}, y_{pA}) 는 영상 A에서 p_A 점의 좌표이며 (x_{pB}, y_{pB}) 는 영상 B에서 p_B 점의 좌표이다. 그리고, 8개의 매개 변수들 $(t_{11}, t_{12}, t_{14}, t_{21}, t_{22}, t_{24}, t_{31}, t_{32})$ 은 평면을 기준으로 두 방사선촬영기의 위치와 방향에 의해 변화된다. 이것은 8개 매개변수들의 값을 알 수 있다면 영상 A를 이용하여 영상 B를 만들 수 있음을 의미한다.

(3) 공제영상 (Subtraction image)

공제영상은 t_1 시간에 촬영된 영상 A와 t_2 시간에 촬영된 영상 B의 차영상이며 이의 수식은 다음과 같다.

$$f_d(x_{pA}, y_{pA}) = |f_A(x_{pA}, y_{pA}) - \alpha f_B(x_{pB}, y_{pB}) - \beta| \quad (5)$$

$$x_{pA}, x_{pB} = 1, 2, \dots, Width, \quad y_{pA}, y_{pB} = 1, 2, \dots, Height$$

여기에서, $f(x, y)$ 는 영상 (x, y) 좌표에서의 휘도를 나타낸다. $f_A(x_1, y_1)$ 와 $f_B(x_2, y_2)$ 는 각각 영상 A와 영상 B의 휘도이다. 그리고, 영상 A의 점 (x_1, y_1) 과 영상 B의 점 (x_2, y_2) 은 대응한다. 영상 A와 영상 B의 휘도 및 대조도를 보상해 주기 위하여 α (휘도 보정계수), β (대조도 보정계수)를 이용한다. 영상 A (x_{pA}, y_{pA}) 와 대응하는 영상 B (x_{pB}, y_{pB}) 에서 차영상을 얻기 위하여 영상 B를 영상 A의 촬영조건과 일치

하도록 변화시킨 영상 B'를 구한다. 영상 A의 한 점 (x_{pAi}, y_{pAi}) 과 이에 대응하는 영상 B의 대응점 (x_{pBi}, y_{pBi}) 은 수식 (3)과 수식 (4)의 관계를 가진다. 그리고, N개의 대응점이 존재한다면 i와 j는 각각 1, 2, 3, ..., N이다. N개의 대응점을 수식 (3)과 수식 (4)에 대입하면 2N개의 방정식이 만들어지며 이는 수식 (6)의 행렬식으로 나타낼 수 있다.

여기에서, 역 행렬을 이용하여 8개의 매개변수 $(t_{11}, t_{12}, t_{14},$

$$\begin{bmatrix} x_{pA1} & y_{pA1} & 1 & 0 & 0 & 0 & -x_{pB1}x_{pA1} & -x_{pB1}y_{pA1} \\ 0 & 0 & 0 & x_{pA1} & y_{pA1} & 1 & -y_{pB1}x_{pA1} & -y_{pB1}y_{pA1} \\ x_{pA2} & y_{pA2} & 1 & 0 & 0 & 0 & -x_{pB2}x_{pA2} & -x_{pB2}y_{pA2} \\ 0 & 0 & 0 & x_{pA2} & y_{pA2} & 1 & -y_{pB2}x_{pA2} & -y_{pB2}y_{pA2} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ x_{pAN} & y_{pAN} & 1 & 0 & 0 & 0 & -x_{pBN}x_{pAN} & -x_{pBN}y_{pAN} \\ 0 & 0 & 0 & x_{pAN} & y_{pAN} & 1 & -y_{pBN}x_{pAN} & -y_{pBN}y_{pAN} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} t_{11} \\ t_{12} \\ t_{14} \\ t_{21} \\ t_{22} \\ t_{24} \\ t_{31} \\ t_{32} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_{pB1} \\ y_{pB1} \\ x_{pB2} \\ y_{pB2} \\ \dots \\ x_{pBN} \\ y_{pBN} \end{bmatrix} \quad (6)$$

$t_{21}, t_{22}, t_{24}, t_{31}, t_{32})$ 를 구할 수 있다. 이 매개변수들을 구하기 위해서는 최소한 4개의 대응점이 필요하며 4개 이상의 점에 대하여는 최소제곱법을 이용하여 구한다.⁴¹ 8개의 매개변수들은 영상 A와 영상 B의 기하학적 관계를 나타내며 수식 (3)과 수식 (4)의 관계를 가진다. 여기에서, (x_{pA}, y_{pA}) 와 (x_{pB}, y_{pB}) 는 각각 영상 A와 영상 B의 점을 나타내며 두 점은 대응점이다. 영상 B의 모든 점들에 대하여 이에 대응하는 영상 A에서 대응점의 위치를 찾고 여기에 촬영영상 B의 휘도정보를 대입하면 새로운 영상 B'가 얻어진다. 이것은 영상 B를 영상 A의 조건에 맞도록 기하학적 변환을 시행한 영상이다. 기하학적 변환식은 다음과 같다.

$$f_B' \left(\frac{t_{11}x_{pB} + t_{12}y_{pB} + t_{14}}{t_{21}x_{pB} + t_{22}y_{pB} + t_{24}}, \frac{t_{31}x_{pB} + t_{32}y_{pB} + t_{34}}{t_{21}x_{pB} + t_{22}y_{pB} + t_{24}} \right) = f_B(x_{pB}, y_{pB})$$

$$x_{pB} = 1, 2, \dots, Width, \quad y_{pB} = 1, 2, \dots, Height \quad (7)$$

여기에서, $f_B(x_{pB}, y_{pB})$ 는 영상 B에 존재하는 점 (x_{pB}, y_{pB}) 의 휘도를 나타내며 f_B' 는 영상 B'의 휘도를 나타낸다. 수식 (8)은 이를 정리한 것이다.

$$f_d(x_{pA}, y_{pA}) = |f_A(x_{pA}, y_{pA}) - \alpha f_B'(x_{pA}, y_{pA}) - \beta| \quad (8)$$

$$x_1, x_2 = 1, 2, \dots, Width, \quad y_1, y_2 = 1, 2, \dots, Height$$

3. 디지털 공제영상의 평가

디지털 공제영상은 공제영상을 평가할 수 있는 peak signal-to-noise ratio (PSNR)로 측정하였다. 또한 NIH Image 프로그램, Emago 프로그램 및 본 연구에서 제작한 프로그램을 이용하여 디지털 공제방사선영상의 PSNR값 [dB]을 구하였다.

$$PSNR = 10 \log \frac{256^2 \times X_z \times Y_z}{\sum_{x=0}^{X_z-1} \sum_{y=0}^{Y_z-1} f_d(x, y)^2}$$

여기에서, $f_d(x, y)$ 는 공제영상 (x, y) 좌표에서의 그레이 레벨값이다. 거리, 수직각, 수평각 변화에 따른 PSNR값을 구하고 3가지 프로그램 간의 차이를 one-way ANOVA 및 Duncan test로 검정하였다.

결 과

세 가지 종류의 프로그램을 이용한 디지털 공제영상의 PSNR값은 다음과 같다.

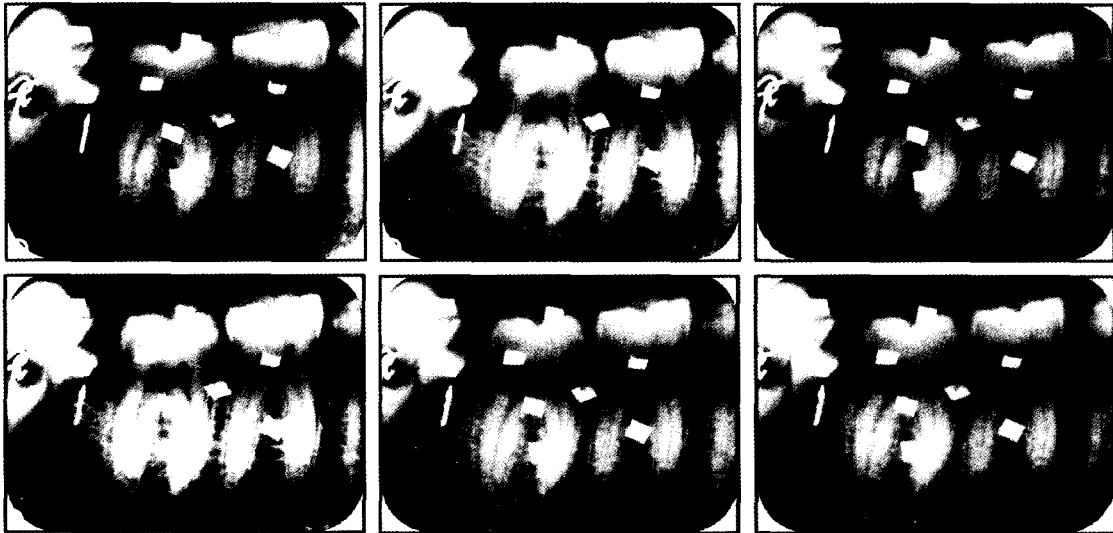
1. 거리변화에 따른 프로그램 평가

NIH Image 프로그램, Emago 프로그램 및 자체 프로그램

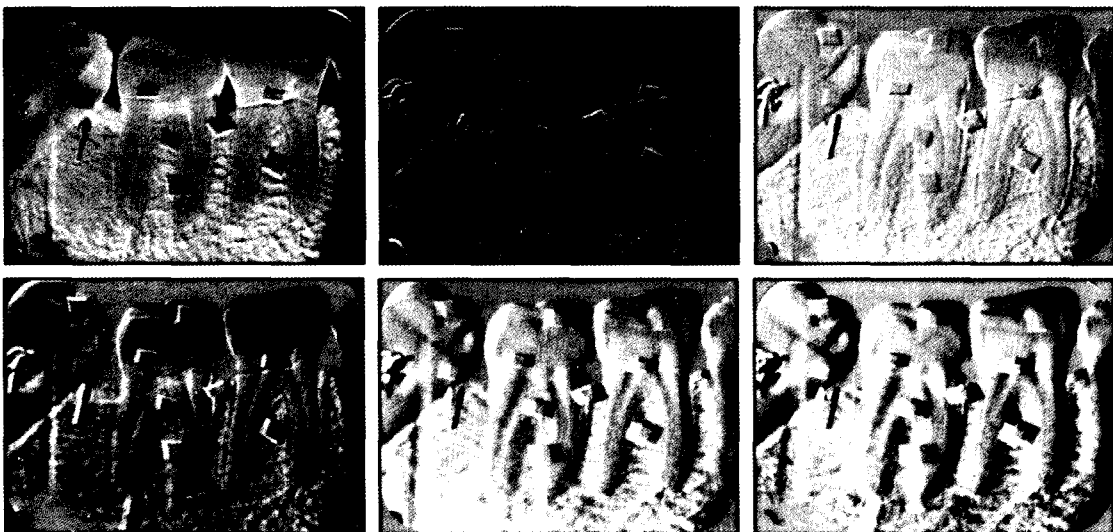
모두에서 변위영상(translation) 촬영시 중심선의 거리(distance of displacement)가 멀어질수록 공제영상의 PSNR값이 감소되는 경향을 보였으며, 평균 PSNR값은 각각 51.3 ± 5.7 , 54.0 ± 3.4 , 66.2 ± 5.1 (dB)로서 자체 프로그램을 이용한 공제영상의 PSNR값이 유의하게 컸다(Table 1, Figs. 1-4, $P < 0.01$).

2. 수평각 변화에 따른 프로그램 평가

NIH Image 프로그램, Emago 프로그램 및 자체 프로그램 모두에서 변위영상 촬영시 수평각(rotation)이 커질수록 공제영상의 PSNR값이 감소되는 경향을 보였으며, 평균 PSNR값은 각각 42.8 ± 5.5 , 48.1 ± 3.2 , 46.4 ± 10.0 (dB)로서



Figs. 1. Original image using NIH Image program (translation : 0, 2, 4, 8, 12, 16 mm).



Figs. 2. Subtracted image using NIH Image program (translation : 2, 4, 8, 12, 16 mm).

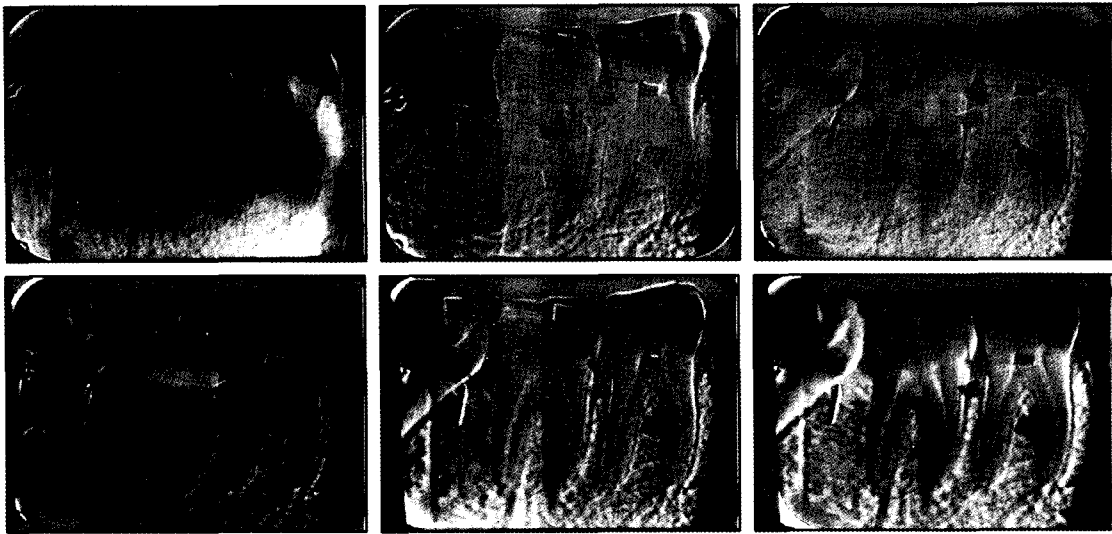


Fig. 3. Subtracted image using Emago program (translation : 2, 4, 8, 12, 16 mm).

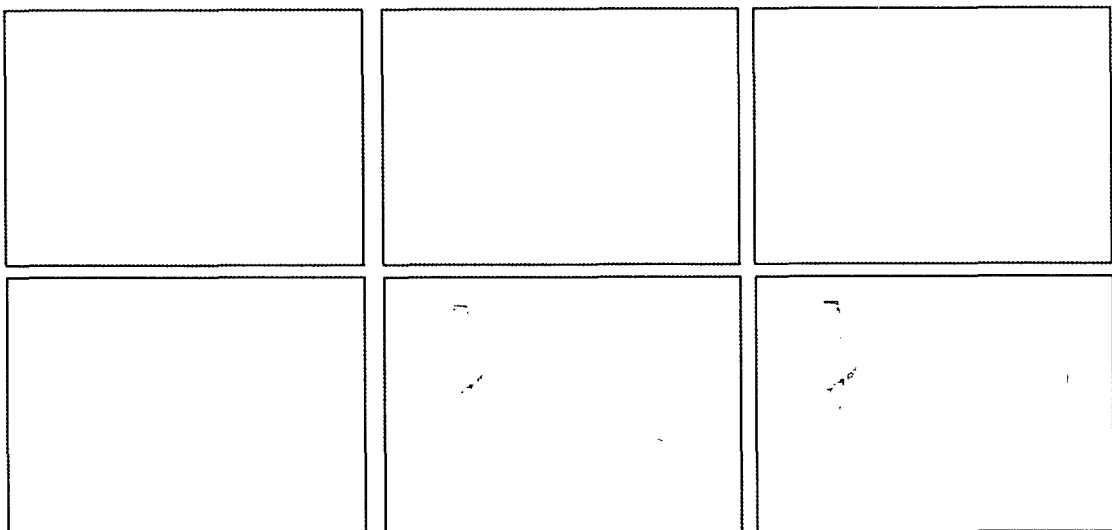


Fig. 4. Subtracted image using new invariants method (translation : 2, 4, 8, 12, 16 mm)

Table 1. The peak signal-to-noise ratio on the subtraction image by three subtraction methods for the distance of displacement (dB)

Program	Distance of displacement (mm)									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
NIH Image	60.8	59.9	57.3	56.3	54.7	54.0	53.9	51.5	50.3	48.6
Emago	62.1	59.4	56.5	55.3	55.3	55.0	53.5	55.3	54.4	53.2
New invariants	76.9**	72.4**	70.6**	70.1**	69.1**	68.9**	68.0**	67.1**	65.2**	64.3**

Program	Distance of displacement (mm)						Mean ± SD
	11	12	13	14	15	16	
NIH Image	47.5	47.4	47.0	44.3	44.9	41.8	51.3 ± 5.7
Emago	51.9	51.5	50.9	50.5	49.7	49.2	54.0 ± 3.4
New invariants	63.6**	63.2**	62.9**	60.2**	58.6**	58.5**	66.2 ± 5.1**

**P < 0.01 by one-way ANOVA and Duncan test

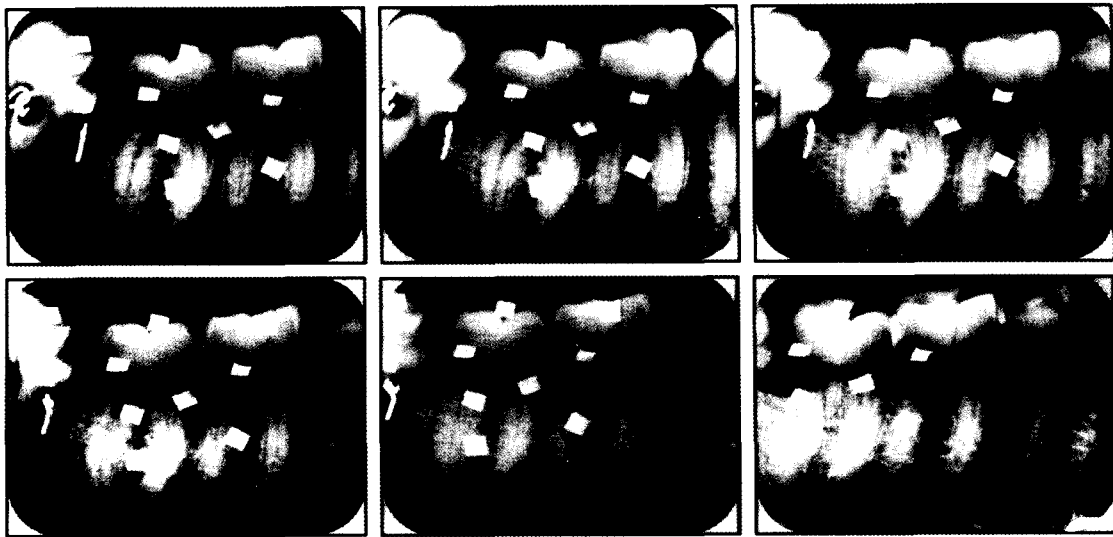


Fig. 5. Original image using NIH Image program (rotation : horizontal angle 0, 2, 4, 8, 12, 20°).

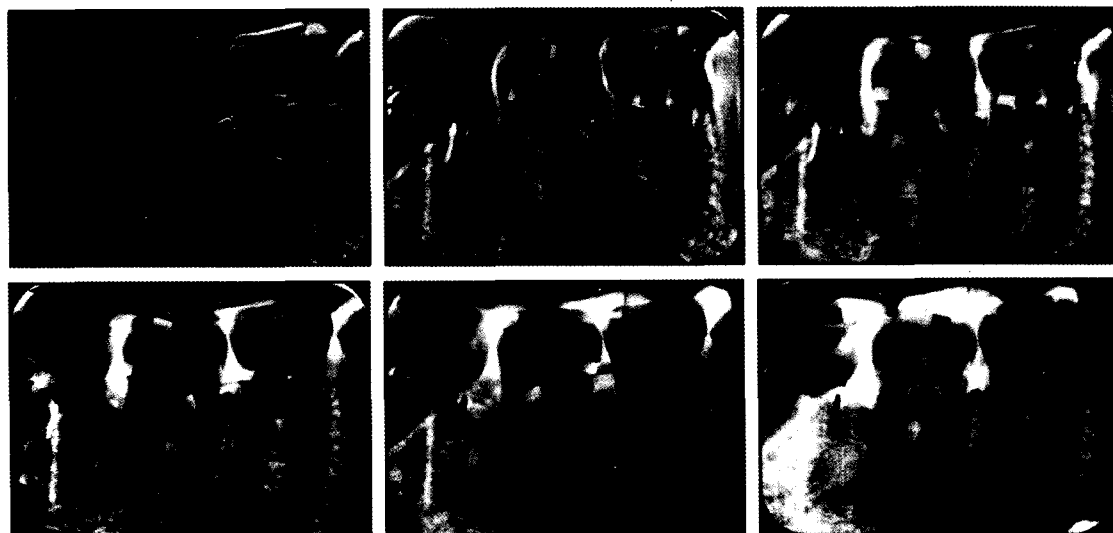


Fig. 6. Subtracted image using NIH Image program (rotation : horizontal angle 2, 4, 8, 12, 20°)

Table 2. The peak signal-to-noise ratio on the subtraction image by three subtraction methods for the horizontal angulation of displacement (dB)

Program	Horizontal angulation of displacement (degree)										Mean ± SD
	2	4	6	8	10	12	14	16	18	20	
NIH Image	53.4	50.3	45.5	44.5	40.8	40.3	39.3	38.4	38.0	37.0	42.8 ± 5.5
Emago	55.2	50.7	50.0	48.1	47.4	47.9	46.7	45.7	45.4	44.0	48.1 ± 3.2
New invariants	68.8*	57.5**	50.0	48.7	42.5	40.9	39.3	39.1	39.0	38.9	46.4 ± 10.0

* $P < 0.05$, ** $P < 0.01$ by one-way ANOVA and Duncan test

세 가지 프로그램을 이용한 공제영상의 평균 PSNR값의 차이는 없었다 ($P > 0.05$). 그러나 수평각 4° 이하에서는 자체 프로그램영상의 PSNR값이 NIH Image 프로그램과 Emago

프로그램영상의 PSNR값보다 컸다 (Table 2, Figs. 5-8, $P < 0.05$).

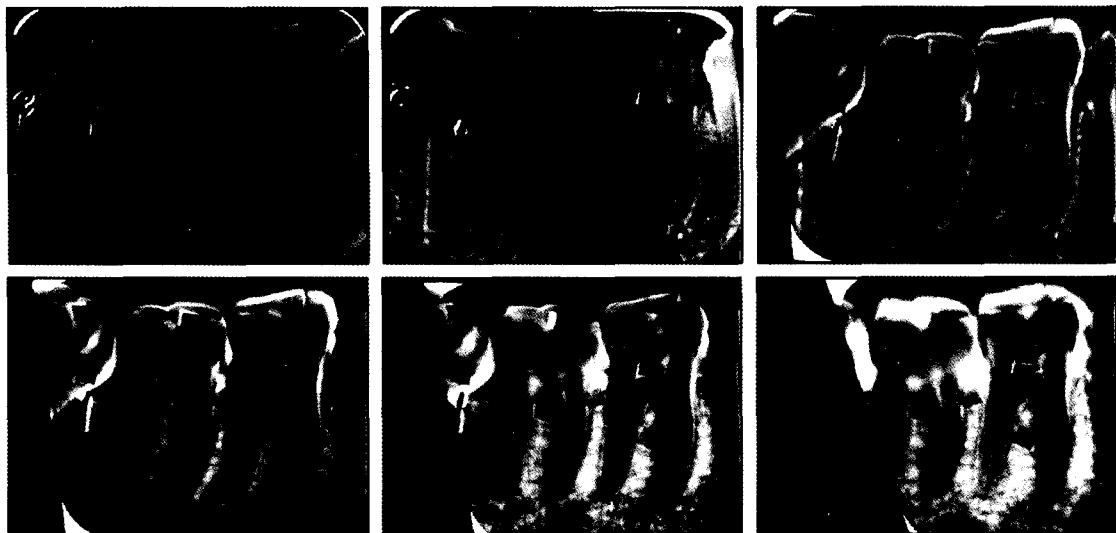


Fig. 7. Subtracted image using Emago program (rotation : horizontal angle 2, 4, 8, 12, 20°).

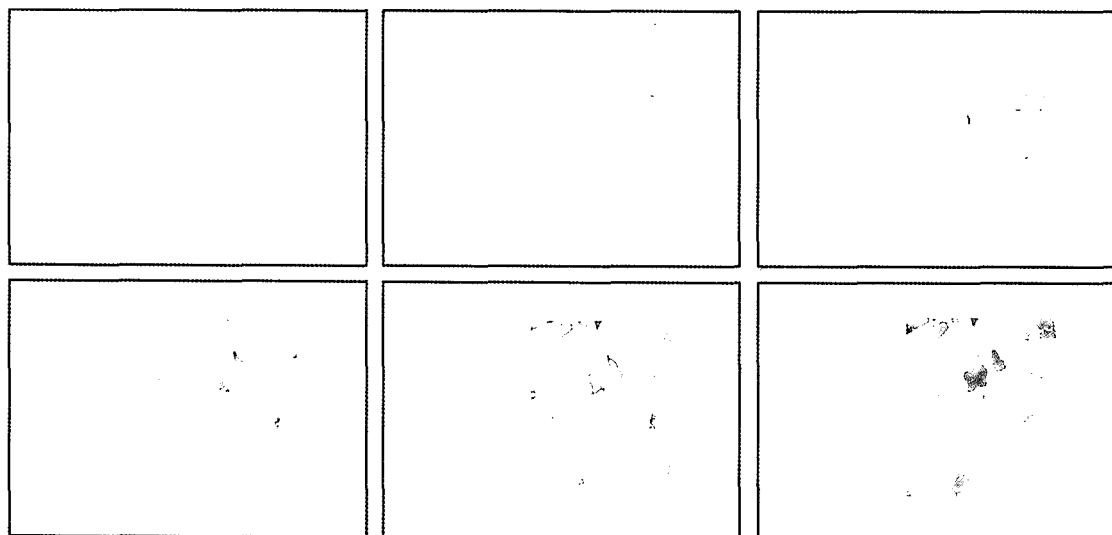


Fig. 8. Subtracted image using new invariants method (rotation : horizontal angle 2, 4, 8, 12, 20°).

Table 3. The peak signal-to-noise ratio on the subtraction image by three subtraction methods for the vertical angulation of displacement (dB)

Program	Vertical angulation of displacement (degree)										Mean ± SD
	2	4	6	8	10	12	14	16	18	20	
NIH Image	53.9	51.4	48.8	47.2	43.9	43.9	42.3	41.2	39.3	39.2	45.1 ± 5.0
Emago	61.6	52.0	49.1	47.5	46.7	46.4	43.4	41.7	38.7	36.9	46.4 ± 7.0
New invariants	67.9	60.9	57.1*	51.4	50.7	49.4	46.7	45.3	41.7	38.2	50.9 ± 8.9

*P < 0.05 by one-way ANOVA and Duncan test

3. 수직각 변화에 따른 프로그램 평가

NIH Image 프로그램, Emago 프로그램 및 자체 프로그램

모두에서 변위영상 촬영시 수직각(rotation)이 커질수록 공제영상의 PSNR값이 감소되는 경향을 보였으며, 평균 PSNR값은 각각 45.1 ± 5.0, 46.4 ± 7.0, 50.9 ± 8.9 (dB)로서

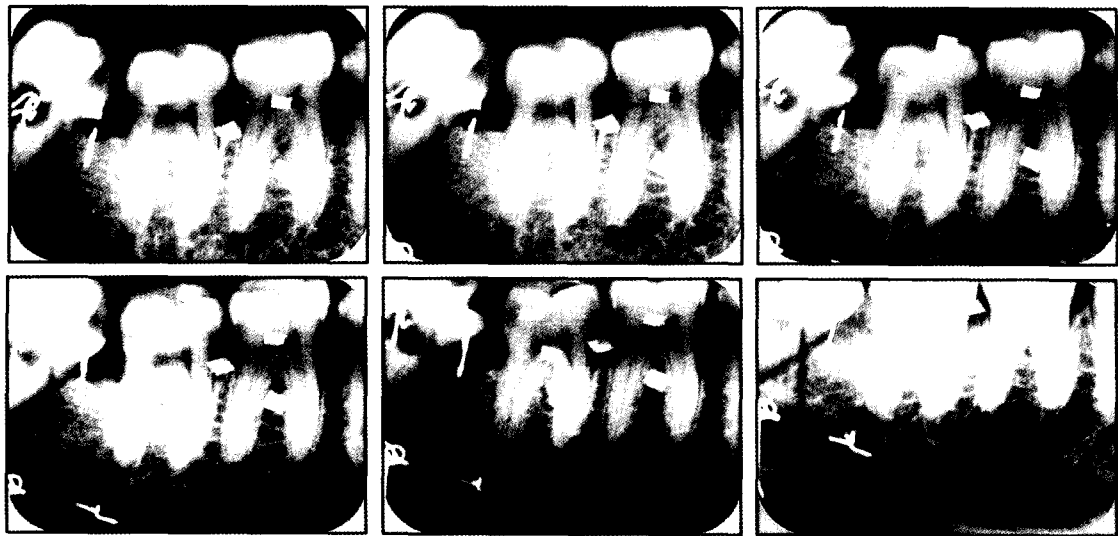


Fig. 9. Original image using NIH Image program (rotation : vertical angle 0, 2, 4, 8, 12, 20°).



Fig. 10. Subtracted image using NIH Image program (rotation : vertical angle 2, 4, 8, 12, 20°)

세가지 프로그램을 이용한 공제영상의 PSNR값의 차이는 없었다($P > 0.05$). 그러나 수직각 6° 에서는 자체 프로그램 영상의 PSNR값이 NIH Image 프로그램과 Emago 프로그램 영상의 PSNR값보다 컸다(Table 3, Figs. 9-12, $P < 0.05$).

고 찰

디지털 공제영상을 얻기 위한 대조도 보정방법들인 optical density thickness function (ODTF)방법, cumulative density function (CDF)방법, 최소제곱법 중에서 Likar와 Pernus⁴²는 알루미늄 웨지의 두께와 영상 계조도값을 관련시

켜 대조도를 보정하는 ODTF방법이 우수한 방법이라고 하였다. Ruttimann 등²⁴은 대조도보정을 위한 우수한 방법으로 균일하게 분포된 화소 수(pixel value)를 나타내는 기준 히스토그램에 변위영상의 화소 수를 맞추어주는 방법을 제안하였다. 한편 Emago 프로그램은 감마치를 이용한 대조도 보정기능이 있으며 본 연구의 자체 프로그램의 휘도 및 대조도 보정은 수식(5)에서 휘도 보정계수(α), 대조도 보정계수(β)를 이용하여 수행하였다.

X선원, 환자 및 영상기록매체의 공간적 위치관계를 기계적으로 재현하기 위한 기계적 표준화방법은 임상적용에 많은 제한이 있다. 교합스텐트나 두부고정장치를 이용하는

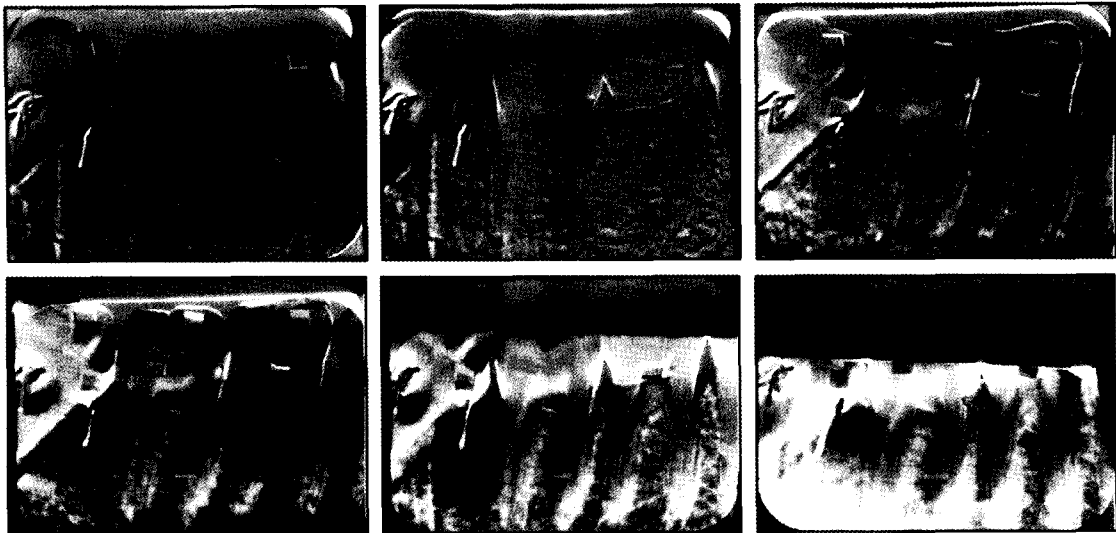


Fig. 11. Subtracted image using Emago program (rotation : vertical angle 2, 4, 8, 12, 20°).

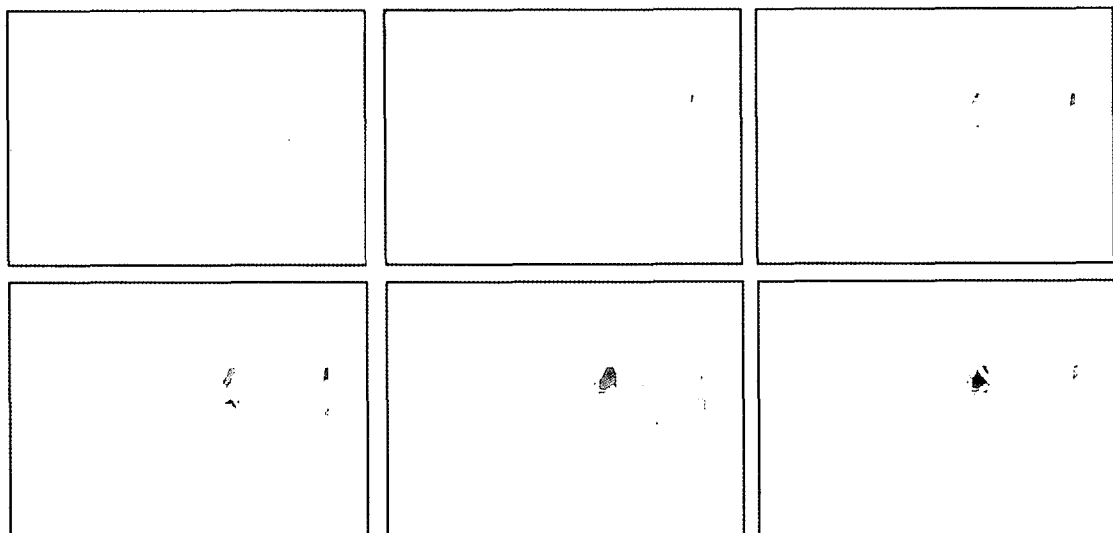


Fig. 12. Subtracted image using new invariants method (rotation : vertical angle 2, 4, 8, 12, 20°).

방법^{21,26}은 한 영상에서의 구조가 다른 영상에서도 대응적 관계 (correspondence)가 이루어져야 하지만 정확한 위치관계를 유지하기 어렵고 환자가 불편을 감수해야 한다. 그러나 여러 가지 재료나 장치를 이용한 표준화방법은 비표준화방법보다 공제영상이 우수한 것으로 보고되었다. Jeffcoat 등²⁶은 두부고정장치를 이용하여 환자를 재위치시켰을 때 0.32°의 각도변화를 보였고 교합스텐트를 사용할 때와 두부고정장치를 이용할 때 최소 수의 표준편차 차이는 없었다고 하였다. 또한 최 등³⁷은 교합스텐트만을 사용해도 디지털 공제방사선영상을 얻는데 적합하다고 하였다.

한편 투사적 표준화 (projection standardization)방법²⁹은

기하학적 조건이 다르게 촬영된 영상에서 컴퓨터 프로그램을 이용하여 대응관계를 지정해 줌으로써 기계적 표준화방법을 대체할 수 있다. 즉 거리 또는 각도의 차이가 있는 상태에서 촬영된 두 영상에서 제한된 수의 대응점간을 투사적 불변성 원리를 이용하여 영상을 재구성할 수 있다.

Dunn과 van der Stelt²⁹는 3차원 기하학의 원리에 기초하여 투사변환 (projective transformation)시 일정한 교차율 (cross ratio)을 이용하여 영상을 표준화하고 공제영상을 얻었다. 이들은 거리차이 16 mm, 회전각도차이 16°까지 표준화할 수 있다고 하였다. 본 연구에서 이들에 의해 개발된 Emago 프로그램과 NIH Image 프로그램을 이용한 기하학

적 보정 후의 공제영상의 PSNR값은 거리 0-16 mm 그리고 수직각 0-16° 까지 그 차이가 인정되지 않았다. 그러나 수평각을 제외한 거리, 수직각 모두에서, 본 연구에서의 자체 프로그램을 이용한 공제영상의 PSNR값은 Emago 프로그램과 NIH Image 프로그램을 이용한 공제영상의 PSNR값보다 커 자체 프로그램의 기하학적 보정기능이 우수한 것으로 사료된다. 이것은 자체 프로그램에서는 네 개의 대응점 이외에 행렬변환식을 이용했기 때문인 것으로 생각된다.

Gröndahl 등⁹은 건조하악골 치조능에 결손부를 만든 후 동일한 각도에서의 공제영상의 3° 변화시의 공제영상보다 우수하고 3° 변화시의 공제영상이 일반방사선사진상보다 우수하다고 하였다. 또한, 치조골 변화의 관찰시에는 고정된 방법을 이용한 각도변화는 3° 이내여야 한다고 주장하였다. 본 연구에서 NIH Image 프로그램, Emago 프로그램, 자체 프로그램을 이용한 공제영상의 PSNR값은 수평각 2° 에서 각각 53.4, 55.2, 68.8, 4° 에서 각각 50.3, 50.7, 57.5 이었으며, 수직각 2° 에서 각각 53.9, 61.6, 67.9, 4° 에서 각각 51.4, 52.0, 60.9로 수평각, 수직각이 커질수록 노이즈가 증가됨을 알 수 있고 특히 수평각 4° 이하에서는 자체 프로그램의 기능이 NIH Image 프로그램과 Emago 프로그램의 기능보다 우수하였다.

Ortman 등⁴³은 디지털 공제방사선촬영법과 방사성동위원소를 이용한 연구에서 일반방사선사진에서 골내 무기질의 30% 이상의 손실이 있을 때 육안관찰이 가능한 것에 비해 잘 조절된 디지털 공제방사선촬영법을 이용할 때는 5% 이내의 골무기질의 손실도 관찰할 수 있다고 보고하였다. Rudolph 등⁴⁴은 각의 변위가 적을수록 디지털 공제방사선영상의 민감도는 증가된다고 하였으며 일반방사선사진에서는 0.85 mm 두께의 피질골의 변화를 관찰할 수 없는 반면 변위가 없는 상태에서 디지털 공제방사선영상에서는 0.12 mm 두께의 피질골도 관찰할 수 있다고 보고하였다. 또한 3° 변위시에는 0.42 mm 두께의 피질골을 100%의 정확도로 관찰할 수 있다고 하였다. 또한 Hausmann 등²⁸은 6°로 변위시킬 때 디지털 공제방사선영상에서 1.1 mm² 크기의 병소와 3.7 mm² 크기의 병소를 정확하게 구별할 수 있다고 하였다. Wenzel⁴⁵은 3개월 간격으로 얻어진 비디오 카메라를 이용한 공제영상에서 디지털화에 의한 양자화 잡음(quantum mottle)이 대부분을 차지하고, 투사기하학의 변화에 의한 노이즈의 증가는 거의 없다고 하였다. 또한 Wenzel⁴⁶은 돼지 건조하악골을 대상으로 수직각을 변화시킨 공제방사선영상에서 마우스를 이용하여 기준점을 위치시키는 것이 비디오카메라를 이용하는 방법보다 배경 노이즈가 적다고 하였다. 한편 Aagaard⁴⁷는 수평각 변화시 공제영상에서 10-15개의 기준점을 정확히 위치시키는 것이 비디오카메라 렌즈를 지속적으로 조절하는 것보다 쉽고 투사변위를 보정하기 위해서는 컴퓨터 보정이 유일한 보조수단이라고 하였다.

Jeffcoat 등²은 동일 직선상에 있지 않은 세 개의 좌표와 수학적 전환법에 의하여 치조골 상실량을 측정하였는데 기준영상과 변위영상의 골 상실량은 0.55 mm의 오차가 있었으며 기준영상과 수학적 전환법에 의해 전환된 재구성영상의 골 상실량은 0.15 mm의 오차가 있었다고 보고하였다. 이는 표준화가 잘 이루어진 기구를 사용한 경우의 0.10 mm 오차와 비교될 수 있으며 수학적 전환법이 비표준화된 영상의 표준화에 크게 기여할 수 있음을 의미한다. 또한 수학적 행렬변환식도 이용될 수 있으나 행렬변환식을 이용하는 경우에는 되도록 치아의 구조 중 백악법랑경계부, 치근첨과 같은 변화가 적은 구조를 좌표로 설정해야 한다.

Dunn과 van der Stelt²⁹은 동일한 평면의 5가지 대응점을 어떠한 2차원 영상에 투사시킬 때에도 동일한 위치로 변환될 수 있다는 원근투사(perspective projection)를 주장하였다. 이들은 공제영상에서 X선 강도(intensity)의 표준편차를 이용하여 X선 관구의 회전각 16° 까지 표준화할 수 있다고 하였다. 여러 연구^{9, 10, 37}에서 표준화한 영상에서의 표준편차의 오차가 표준화하지 않은 영상에서의 표준편차의 오차보다 적다는 것이 증명되었다.

Emago 프로그램은 대조도 보정을 위한 감마보정과 4개의 대응점을 이용한 재구성 프로그램이다. 4개의 대응점을 이용하여 표준화하는 경우에는 기준영상과 변위영상에서 대응점들을 정확하게 선정해 주어야 하며 3차원적으로 4개의 대응점들이 단일평면을 형성하고 두 영상에서 4개의 대응점들이 정확하게 대응하여야 한다. 그러나 해부학적 구조를 대응점으로 지정하는 경우에는 지정시 변이를 초래할 수 있으며 이들 구조가 항상 3차원적으로 단일평면에 존재하지는 못한다. 또한 X선원이 물체에 대해 회전하였을 때 항상 대응관계를 유지할 수 있는 것이 아니며 이 때 회전중심에 대한 물체의 위치가 공제영상에 영향을 미칠 수도 있다. Chanthavilay와 Giannakopoulos⁴⁸는 회전중심에 대한 물체의 위치가 공제오류와 투사적 표준화의 수행에 영향을 미친다고 보고하였다. 이들은 회전중심이 물체의 바깥에 있는 경우에는 투사적 표준화에 의해 공제영상의 상당한 개선을 보일 수 있으나 회전중심이 물체의 중심에 있는 경우에는 회전에 의한 공제오류가 상대적으로 적지만 공제영상은 좋지 않을 수 있다고 하였다. 본 연구에서 이용된 프로그램은 4개의 대응점의 단일평면을 유지하기 위해 2 mm × 2 mm의 알루미늄 호일을 이용하였으며 수학적 변환을 위해 행렬변환식을 동시에 이용하였다. 또한 수평각 및 수직각 변화는 가능한 한 물체의 중심에 중심선이 일치하도록 함으로써 공제오류를 최소화하였다.

김³⁶은 IDL 프로그램의 기하학적 보정기능이 Emago 프로그램의 기능보다 우수하다고 보고한 바 있다. 본 연구에서도 자체 프로그램의 기능이 Emago 프로그램 및 NIH Image 프로그램의 기능보다 비교적 우수하다고 생각된다.

결론적으로 본 연구에서 개발된 자체 프로그램은 대조도 및 기하학적 보정기능이 비교적 우수한 것으로 평가되며 향후 다양한 기능을 더욱 보완함으로써 보다 우수한 프로그램으로 발전될 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Webber RL, Ruttimann UE, Gröndahl HG. X-ray image subtraction as a basis for assessment of periodontal changes. *J Periodont Res* 1982; 17: 509-11.
2. Jeffcoat MK, Jeffcoat RL, Williams RC. A new method for the comparison of bone loss measurements on nonstandardized radiographs. *J Periodont Res* 1994; 19: 434-40.
3. Griffiths GS, Brägger U, Fourmouis I, Sterne JAC. Use of an internal standard in subtraction radiography to assess initial periodontal bone changes. *Dentomaxillofac Radiol* 1996; 25: 25-33.
4. 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.
5. Young SJ, Chaibi MS, Graves DT, et al. Quantitative analysis of periodontal defects in a skull model by subtraction radiography using a digital imaging device. *J Periodontol* 1996; 67: 763-9.
6. Gröndahl K, Gröndahl HG, Webber RL. Digital subtraction radiography for diagnosis of periodontal bone lesions with simulated high-speed systems. *Oral Surg* 1983; 55: 313-8.
7. Stoner JE. An investigation into the accuracy of measurements made on radiographs of the alveolar crests of dried mandibles. *J Periodontol* 1972; 43: 699-701.
8. Benn DK. A review of the reliability of radiographic measurements in estimating alveolar bone changes. *J Clin Periodontol* 1990; 17: 14-21.
9. Gröndahl K, Gröndahl HG, Webber RL. Influence of variations in projection geometry on the detectability of periodontal bone lesions. *J Clin Periodontol* 1984; 11: 411-20.
10. Benn DK. Limitations of the digital image subtraction technique in assessing alveolar bone crest changes due to misalignment errors during image capture. *Dentomaxillofac Radiol* 1990; 19: 97-104.
11. Gröndahl HG, Gröndahl K. Subtraction radiography for the diagnosis of periodontal bone lesions. *Oral Surg* 1983; 55: 208-13.
12. Reddy MS. Radiographic methods in the evaluation of periodontal therapy. *J Periodontol* 1992; 63: 1078-84.
13. Jeffcoat MK, Page R, Reddy MS. Use of digital radiography to demonstrate the potential of naproxen as an adjunct in the treatment of rapidly progressive periodontitis. *J Periodont Res* 1991; 26: 415-21.
14. Tyndall DA, Kapa SF, Bagnell CP. Digital subtraction radiography for detecting cortical and cancellous bone changes in the periapical lesion. *J Endod* 1990; 16: 173-8.
15. Kravitz LH, Tyndall DA, Bagnell CP, Dove SB. Digital assessment of external root resorption using digital subtraction radiography. *J Endod* 1992; 18: 275-84.
16. Gröndahl HG, Gröndahl K, Ocano T, Webber RL. Statistical contrast enhancement of subtraction images for radiographic caries diagnosis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1982; 53: 219-23.
17. Maggio JJ, Hausmann EM, Allen K, Potts TV. A model for dental caries progression by digital subtraction radiography. *J Prosthet* 1990; 64: 727-32.
18. Ruttimann UE, Webber RL. Volumetry of localized bone lesions by subtraction radiography. *J Periodont Res* 1987; 22: 215-6.
19. Walker A, Horner K, Czajka J, Shearer AC, Wilson NHF. Quantitative assessment of a new dental imaging system. *British J Radiography* 1991; 64: 529-36.
20. Webber RL, Ruttimann UE, Heaven TJ. Calibration errors in digital subtraction radiography. *J Periodont Res* 1990; 25: 268-75.
21. 조형희, 김은경. 방사선사진용 디지털 영상시스템의 정량적 평가에 관한 실험적 연구. *대한구강악안면방사선학회지* 1994; 24: 137-45.
22. Jeffcoat MK, Reddy MS, van der Berg HR, Bertens E. Quantitative digital subtraction radiography for the assessment of peri-implant bone change. *Clin Oral Impl Res* 1992; 3: 22-7
23. 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* 1992; 73: 348-9.
24. Ruttimann UE, Webber RL, Schmidt E. A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. *J Periodont Res* 1986; 21: 486-95.
25. Ohki M, Okano T, Yamada N. A contrast correction method for digital subtraction radiography. *J Periodont Res* 1988; 23: 277-80.
26. Jeffcoat MK, Reddy MS, Webber RL, Williams RC, Ruttiman UE. Extraoral control of geometry for digital subtraction radiography. *J Periodont Res* 1987; 22: 396-402.
27. Hausmann E, Allen K, Loza J, Buchanan W, Cavanaugh PF. Validation of quantitative digital subtraction radiography using the electronically guided alignment device/impression technique. *J Periodontol* 1996; 67: 895-9.
28. Hausmann E, Kutlubay ME, Odrobina D, et al. Studies on the angular reproducibility of positioning patients adjacent to an X-ray tube; 2. A new electronically guided, force-sensitive sensor based alignment system. *J Periodont Res* 1995; 30: 294.
29. Dunn SM, van der Stelt PF. Recognizing invariant geometric structure in dental radiographs. *Dentomaxillofac Radiol* 1992; 21: 142-7.
30. Webber RL, Ruttimann UE, Groenhuis RAJ. Computer correction of projective distortions in dental radiographs. *J Dent Res* 1984; 63: 1032-6.
31. van der Stelt PF, Ruttimann UE, Webber RL. Determination of projections for subtraction radiography based on image similarity measurements. *Dentomaxillofac Radiol* 1989; 18: 113-7.
32. Pelka M, Kunzelmann KH, Paulus D, Winzen A. Automatic digital subtraction radiography using simulated annealing. *J Dent Res* 1994; 73: 269.
33. Lindner M, Pelka M, Kramer N, Lamprecht CH. Evaluation of bone changes after GTR in non-standardized radiographs. *J Dent Res* 1994; 73: 269.
34. Webber RL, Horton RA. Digital subtraction radiology without mechanical stabilization of projection geometry. *J Dent Res* 1994; 73: 390.
35. van der Stelt PF, Ruttimann UE, Webber RL. Enhancement of tomosynthetic images in dental radiology. *J Dent Res* 1986; 65: 967-73.
36. 김은경. 디지털 공제술에서 비표준화 방사선사진의 대조도 및 기하학적 보정에 관한 연구. *대한치주과학회지* 1998; 28: 797-807.
37. 최봉인, 조봉혜, 나경수. 디지털 공제 방사선 촬영술에 있어서 기계적 및 투사적 규격화의 평가. *대한구강악안면방사선학회지* 1998; 28: 215-23.
38. Li M, Leaves JM. Some aspects of zoom lens camera calibration. *IEEE Tansaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 1996; 18: 1105-10.
39. Mundy JL, Zisserman A. *Geometric invariance computer vision*. Cambridge, Massachusetts: MIT press; 1992. p. 14-22, 476-85.

40. Tsai RY. A versatile camera calibration technique for high accuracy 3D machine vision methodology using off-the-shelf TV cameras and lenses. *IEEE J Robotics automation*. 1987 ; 3 : 323-44.
41. Flannery BP, Teukolsky SA, Vetterling WT. *Numerical Recipes in C*. Cambridge University Press; 1988. p. 28-84.
42. Likar B, Pernus F. Evaluation of three contrast correction methods for digital subtraction in dental radiography ; An in vitro study. *Medical Physics* 1997 ; 24 : 299-307.
43. Ortman LF, Dunford R, McHenry K, Hausmann E. Subtraction radiography and computer assisted densitometric analyses of standardized radiographs. *J Periodont Res* 1985 ; 20 : 644-51.
44. Rudolph DJ, White SC, Mankovich NJ. Influence of geometric distortion and exposure parameters on sensitivity of digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1987 ; 64 : 631-7.
45. Wenzel A. Source of noise in digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1991 ; 71 : 503-8.
46. Wenzel A. Effect of manual compared with reference point superimposition on image quality in digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1989 ; 18 : 145-50.
47. Aagaard E, Donslund C, Wenzel A, Sewerin I. Performance for obtaining maximal gain from a program for digital subtraction radiography. *Scand J Dent Res* (cited from 46) 1991 ; 99 : 166-72.
48. Chanthavilay AMD, Giannakopoulos K. The effect of object motion on the performance of projective standardization. *Advances in Maxillofacial Imaging IAEMFR/CMI'97*, Elsevier Science BV ; 1997. p. 315.