

디지털 공제술에서 비표준화 방사선사진의 대조도 및 기하학적 보정에 관한 연구

김은경

단국대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실

I. 서론

디지털 공제술(Digital Subtraction Radiography)이란 시간을 두고 촬영한 두 장의 방사선 사진을, 컴퓨터 프로그램을 이용하여 중첩 시킨 후 공제하는 술식으로, 그 사이에 경조직에 발생한 미세한 변화량을 보여 주는 강력한 방법이다. 1983년, Gröndahl 등¹⁾이 치주 질환의 진단에 디지털 공제술을 이용한 예를 문헌에 보고한 이래, 치과에서 이 방법을 적용할 수 있는 분야로 치조골 변화²⁻⁴⁾, 치근단 병소⁵⁾, 치아 우식증^{6, 7)}, 임플란트 주위 골 변화⁸⁾, 하악 과두의 위치 및 골 변화^{9, 10)}, 치조골에서의 골다공증^{11, 12)}, 치아 외흡수¹³⁾ 등이 보고되었다. 그 외에도 골조직이나 치아 같은 경조직에서 발생한 미세한 변화의 정량 분석¹⁴⁻¹⁷⁾이 가능하여 여러 연구에 이용이 가능한 술식이다.

그러나 이러한 디지털 공제술이 성공적인 결과를 보여 주기 위해서는 그 전제조건으로 공제하고자 하는 두 필름의 대조도 및 흑화도가 동일해야 하며, 촬영시의 조건 즉 촬영 위치와 촬영 각도가 동일해야 한다. 촬영 시기가 다른 두장의 방사선 사진이 동일한 대조도와 흑화도를 얻는 것은 x-선관의 입력전압이 유동적이고, 필름 현상시 현상액의 온도나 농도가

항상 동일할 수 없기 때문에 사실상 불가능하다. 그래서 이를 보정하기 위한 컴퓨터 프로그램이 개발되어 1986년 Ruttimann 등¹⁸⁾은 robust digital method를, 1988년 Ohki 등¹⁹⁾은 least squares quadratic approximation method를 보고하였다. 또한 촬영시의 조건을 동일하게 유지하기 위해 x-선 촬영 장치와 환자, 필름을 기계적으로 연결시켜 고정하는 방법(표준화 방사선 사진)이 많이 보고^{15, 20, 21)}되었으나, 이는 임상적으로 이용하기에 너무 불편하고, 비용과 시간이 많이 소요되며, 보관상의 문제가 있어 비현실적이다²²⁾. 이러한 이유로 1990년대 초반에 Dunn 등²³⁾에 의해 비표준화 방사선사진을 차후에 컴퓨터 프로그램을 이용하여 기하학적으로 보정시켜 공제하는 연구가 시도되어, projective invariants mathematical technique이 스텐트를 사용한 경우보다 우수하다고 보고하였고, 그러한 기능을 포함한 프로그램이 EMAGO package(Oral Diagnostic Systems, The Netherlands)로 상용화되었다²⁴⁾.

한편, Interactive Data Language(IDL)는 많은 수학적 분석과 그래픽 구현 기능을 가지고 있는 강력하고 완전한 구조의 프로그래밍 언어로서, fortran, C 또는 C++ 언어로 프로그래밍하는 것보다 시간을 절약할 수 있는 언어로 알려져 있다²⁵⁾. 이 언어는 1977

이 연구는 단국대학교 대학연구지원비의 지원으로 연구되었음

년 과학자인 David Stern에 의해서 만들어졌는데 그는 동료들이 기존의 프로그래밍 언어보다 더 쉽고 빠르게 응용프로그램을 만들고, 데이터를 분석, 구현하기 위한 언어를 필요로 한다는 것을 깨닫고, 그들이 매번 프로그래머를 고용하지 않고 스스로 응용프로그램을 새로 쓰거나, 변형시킬 수 있도록 IDL의 prototype을 만들었다²⁵⁾. 그후 IDL은 공학자, 지구과학자들에 의해 널리 이용되어져왔고, 의학 분야에서도 많이 활용되고 있으며^{26, 27)}, 대량의 데이터를 취급하고, Unix, Window, Macintosh, Linux등 여러 가지 종류의 컴퓨터시스템에서 다 활용가능(cross-platform)한 언어로 발전되었다²⁵⁾.

이에 본 연구는 비교적 쉽고, 빠른 시간에 프로그래밍을 할 수 있는 IDL 언어를 이용하여, 비표준화 방사선 사진의 대조도를 보정하고, 영상을 기하학적으로 재형성 시킨 후 공제하는 프로그램을 제작하고, 이 프로그램으로 공제한 결과를 기계적으로 고정하여 촬영한 표준화 방사선 사진으로 공제한 결과 및 대조도 및 기하학적 보정을 하는 상용 프로그램인 Emago 프로그램으로 수행한 결과와 비교하여 유용성을 평가함을 목적으로 하였다.

II. 연구방법

1. 대조도 및 기하학적 보정 프로그램의 제작

먼저 과학 공학용 데이터 처리 프로그램 언어인

IDL(Interactive Data Language, Research systems, Inc. , U.S.A.)을 이용하여 대조도 및 기하학적 보정 프로그램을 제작하였다.

(1) 대조도 보정 방법

대조도 보정은 Ruttimann 등¹⁸⁾에 의해 제안된 "robust digital contrast correction method"를 이용하였는데, 그 원리를 간략하게 설명하면 다음과 같다 (Fig.1). 8단계 계조도의 균일하게 분포된 reference histogram, 즉 각 계조도 별로 화소 수가 $16(p_i = 16)$ 인 기준이 되는 방사선사진을 포함한 두장의 방사선 사진의 간단한 예를 가정해 보자. 세 번째 줄 S_k 는 p_i 의 축적된 값, 즉 $S_1 = 16, S_2 = 16 + 16 = 32, S_3 = 32 + 16 = 48$ 과 같다. q_i 로 표시된 맨 하단 줄은 보정될 영상의 histogram 이며, 그 위의 줄 T_m 은 역시 q_i 의 축적된 값으로, $T_1 = 1, T_2 = 1 + 7 = 8, T_3 = 8 + 21 = 29$ 등이 된다. 이때 $S_1 = 16 < T_3 = 29 \leq S_2 = 32$ 이므로, q-histogram 의 처음 세 계조도 1, 2, 3은 계조도 1로 전환하며, 계조도 4의 경우, $S_3 = 48 < T_4 = 63 \leq S_4 = 64$ 가 되므로 계조도 3으로 바꾼다. q-histogram 의 나머지 계조도도 같은 방식으로 변환시켜 대조도를 보정한다. 이 원리에 의거하여 IDL 로 procedure를 만들었다. Fig 2는 공제할 한 쌍의 영상과 대조도를 기준이 되는 영상에 맞추어 보정한 사진을 보여준다.

(2) 기하학적 보정 방법

IDL package 내에 들어 있는 geometric warping

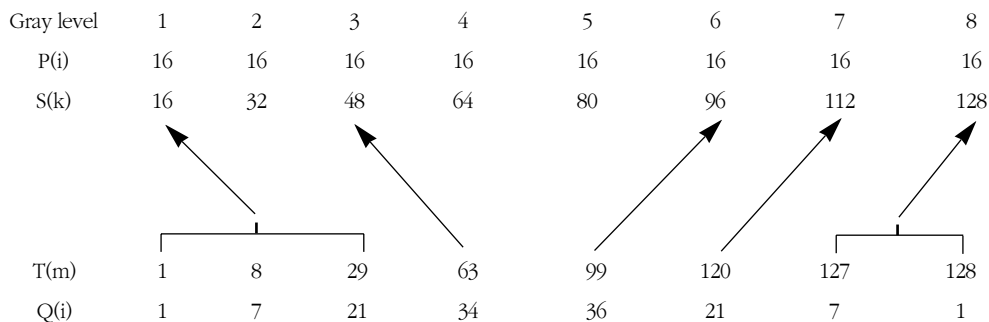


Fig 1. Principle of histogram modification for images with 8 gray levels



Fig 2. Image pairs(lower left and right) and contrast-corrected image(upper right), using the procedure written with IDL

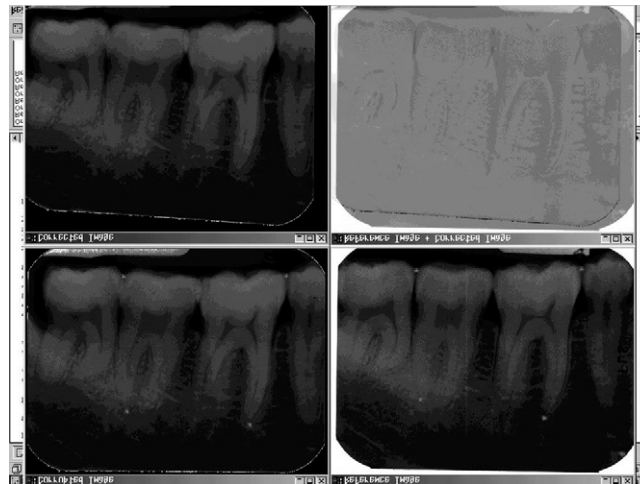


Fig 3. Image pairs(lower left and right), geometric-corrected image(upper left) and subtracted image(upper right)

procedure를 약간 변형시켜 4점의 landmark를 선택하면 자동으로 기하학적 보정을 시켜 주는 polywarp2 procedure와 두 장의 사진을 화소단위로 공제하는 image subtraction procedure를 만들었다. 이때 화소 단위로 공제시(-) 값을 표현해 주기 위해 공제한 값에 계조도 128의 값을 더해 주었다. Fig 3은 공제할 한 쌍의 영상과 기준이 되는 영상에 맞추어 기하학적으로 보정한 사진, 기하학적 보정후 공제한 사진을 보여준다.

2. 제작된 프로그램의 평가

(1) 연구 재료

2개의 인체 건조 하악골 소구치, 구치부를 촬영한 방사선 사진 128 매의 치근단 방사선사진을 연구재료로 하였다. 치근단 평행 촬영은 RINN XCP 필름 유지장치, Optosil 인상재를 이용하여 하였고, 디지털 영상 시스템으로 Umax사의 Powerlook 평판 스캐너, PowerWave604/120 Macintosh 호환 컴퓨터

(Power Computing Co., U.S.A.), Pentium 166MHz IBM 호환 컴퓨터(Sambo Co, Korea) 등의 하드웨어와 Macintosh 호환 컴퓨터에서 NIH Image v 1.58 프로그램(NIH, U.S.A.), Adobe PhotoShop v. 4.0 프로그램(Adobe Systems, Inc., U.S.A.), IBM호환 컴퓨터에서는 IDL v. 5.0 프로그램(Research Systems, Inc., U.S.A.), Emago software package(Oral Diagnostic Systems, The Netherlands) 등의 소프트웨어를 이용하였다.

(2) 연구 방법

① 치근단 필름 촬영

2개의 인체 건조 하악골의 좌우측 소구치부, 구치부를 대상으로 XCP 필름 유지장치만을 이용해 치근단 방사선사진을 4회씩 32매를 촬영하고, 6개월 후 동일부위를 역시 XCP 필름 유지장치만을 이용해 치근단 방사선사진을 4회씩 32매를 촬영하여 32 image pair(비표준화 방사선사진)를 얻었다. 또 Optosil 인상재로 치아 교합면을 인가해 만든 개인용 XCP 필름 유지장치로 동일 부위를 4회씩 32매를 촬영하고, 6개월 후 동일부위를 보관했던 개인용 XCP 필름 유지

장치를 이용해 치근단 방사선사진을 다시 4회씩 32매를 촬영하여 32 image pair(표준화 방사선사진)를 얻었다.

② 디지털 영상으로의 변환 및 공제

각 필름을 transparency unit이 부착된 평판 스캐너로 480*360*8 bit 영상으로 입력 후 표준화 방사선사진, 비표준화 방사선사진 각각의 image pair를 NIH Image 프로그램과 Adobe Photoshop 프로그램을 이용하여 공제(비표준화 방사선사진은 F군, 표준화 방사선사진은 S군) 하였다(Fig 4, 5). 비표준화 방사선사진의 image pair를 Emago 프로그램의 감마 보정 기능으로 대조도 보정 후, transformation 기능으로 기하학적 보정하여 공제(EC-EG 군)하였다(Fig 6). 비표준화 방사선사진의 image pair를 Emago 프로그램의 감마 보정 기능으로 대조도 보정 후 IDL로 제작된 프로그램으로 기하학적 보정하여 공제(EC-IG 군)하였다(Fig 7). 마지막으로 비표준화 방사선사진의 image pair를 IDL로 제작된 프로그램으로 대조도 보정 후, 기하학적 보정하여 공제(IC-IG 군)하였다(Fig 8).



Fig 4. Image pair(A,B) of non-standardized films and subtracted image(C) in F group



Fig 5. Image pair(A,B) of standardized films and subtracted image(C) in S group



Fig 6. Image pair(A,B) of non-standardized films and subtracted image(C) in EC-EG group



Fig 7. Image pair(A,B) of non-standardized films and subtracted image(C) in EC-IG group



Fig 8. Image pair(A,B) of non-standardized films and subtracted image(C) in IC-IG group

③ 공제 후 각 군의 결과 비교

각 군의 공제된 영상에서 중앙부에 위치한 두 개의 치아가 관심 영역부(ROI, region of interest)에 들어가도록 하여 그 부위내의 계조도의 표준 편차를 구하여 각 군의 image pair의 similarity를 비교하였다. 이때 통계 프로그램은 Jandel SigmaStat v 2.0(Jandel Corporation, U.S.A.)을 이용하였으며, paired multiple comparison test(Student-Newman-Keuls method)로 통계 처리하였다.

III. 연구 결과

각 군의 공제된 영상에서 관심 영역부(ROI, region

of interest)의 계조도의 표준 편차는 다음 Table 1과 같다. 본 연구에서 IDL로 제작한 프로그램의 대조도 보정 효과를 보기 위해 비표준화 방사선 사진쌍을 Emago 프로그램으로 대조도 보정하고, IDL 프로그램으로 기하학적 보정후 공제한 EC-IG 군과 IDL 프로그램으로 대조도 및 기하학적 보정후 공제한 IC-IG 군을 비교했을 때, IC-IG군의 평균 표준 편차는 3.87로, EC-IG군의 평균 표준 편차인 6.44보다 현저히 낮아 작았다($P < 0.001$). 또 IDL로 제작한 프로그램의 기하학적 보정 효과를 보기 위해 Emago 프로그램으로 대조도 및 기하학적 보정후 공제한 EC-EG 군을 Emago 프로그램으로 대조도 보정 후 IDL 프로그램으로 기하학적 보정해서 공제한 EC-IG 군을 비

Table 1. Raw data of standard deviations of gray values of subtracted images in each group

	S group	F group	EC-EG group	EC-EG group	IC-IG group
1	4.12	7.79	7.40	4.93	3.54
2	4.15	10.11	6.90	7.61	4.23
3	3.58	6.13	8.10	7.38	3.73
4	3.18	8.25	11.52	5.98	4.91
5	2.89	4.68	7.00	5.49	3.46
6	4.39	4.73	8.67	7.65	3.78
7	2.40	7.30	7.94	4.88	3.99
8	3.56	8.95	6.75	3.43	3.17
9	3.72	8.29	13.36	8.96	5.27
10	3.16	10.64	5.75	3.21	3.74
11	4.98	12.02	9.16	6.83	3.97
12	3.63	8.13	6.52	5.54	3.37
13	3.35	9.65	6.82	5.20	3.09
14	2.94	7.15	11.62	7.27	4.62
15	4.50	5.06	7.26	7.68	4.53
16	3.33	8.37	6.42	4.77	2.90
17	2.88	5.29	5.71	7.45	3.05
18	4.74	6.29	8.39	4.45	2.29
19	3.80	5.96	5.00	5.71	4.33
20	3.31	7.89	6.26	7.69	3.17
21	2.47	11.49	11.17	8.21	5.32
22	2.79	8.21	8.24	4.76	3.34
23	3.72	7.10	5.40	7.46	2.45
24	2.41	8.62	6.14	5.00	3.50
25	2.82	7.10	6.45	5.65	3.38
26	3.33	11.14	7.33	5.57	5.81
27	3.67	11.55	11.31	11.38	6.44
28	3.07	10.20	10.96	4.51	4.52
29	2.74	11.38	7.33	7.96	3.19
30	2.86	7.88	6.66	7.54	2.96
31	3.21	7.80	9.55	8.30	4.19
32	3.05	8.18	7.95	7.50	3.58
mean	3.40	8.23	7.97	6.44	3.87
sd	0.66	2.07	2.10	1.77	0.95

교한 결과, EC-IG 군의 평균 표준 편차는 6.44로, EC-EG 군의 평균 표준 편차인 7.97보다 값이 작았다 ($P<0.001$).

마지막으로 IDL 로 제작한 프로그램의 대조도 및 기하학적 보정 효과를 종합적으로 보기 위해, 비표준화 방사선 사진쌍을 IDL 프로그램으로 대조도 및 기하학적 보정후 공제한 IC-IG군과 표준화 방사선 사

진쌍을 공제한 S군, 비표준화 방사선 사진쌍을 Emago 프로그램으로 보정후 공제한 EC-EG 군, 비표준화 방사선 사진쌍을 공제한 F군을 비교한 바, IC-IG군의 평균 표준 편차는 3.87로 표준화 방사선 S군의 평균 표준 편차인 3.40보다 근소하게 컸으며 ($p<0.05$), EC-EG 군의 평균 표준 편차보다 현저히 작았다($p<0.001$). EC-EG 군의 평균 표준 편차는 7.97

Table 2. Results of paired multiple comparison test(Student-Newman-Keuls method) among each groups

	S group	F group	EC-EG group	EC-IG group	IC-IG group
S group		***	***	***	*
F group			~	***	***
EC-EG group				***	***
EC-IG group					***
IC-IG group					

* : Statistically significant(P<0.05)

*** : Statistically significant(P<0.001)

로 비표준화 방사선 사진쌍을 공제한 F군의 8.23보다 다소 작았지만 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다($p>0.05$). 각 군을 paired multiple comparison test 한 결과는 Table 2 와 같다.

V. 총괄 및 고찰

디지털 공제술을 이용하여 신뢰할만한 결과를 도출해 내기 위해서는 그 전제조건으로 두 필름의 대조도가 동일해야 하며, 촬영시 조건 즉 촬영위치와 각도가 동일해야 한다. 그러나 임상에서 수개월 또는 수년까지 상당시간이 경과한 후에 촬영할 때 동일한 촬영, 현상조건을 갖는다는 것은 불가능하며, 개인별로 제작된 필름 유지장치를 제작, 보관하는 것도 많은 문제점이 있다²²⁾. 따라서 이를 차후에 보정시키는 컴퓨터 프로그램의 개발에 대한 선학들의 연구^{23, 28, 29)}가 수행되었으며, 실제 이러한 보정기능을 일반 영상처리프로그램의 기능에 추가시킨 Emago 프로그램이 1996년에 상용화 되기도 하였다²⁴⁾. Emago 프로그램은 대조도 보정을 위한 감마보정기능과 기하학적 보정을 위해 4개의 동일한 landmark을 찍어주면 재구성되는 기능을 가지고 있다.

본 연구에서 IDL로 제작된 대조도 및 기하학적 보정 프로그램으로 비표준화 방사선사진쌍을 공제한 결과는 디지털공제술의 신뢰할만한 결과를 얻기 위해 유용한 것으로 알려진 기계적인 고정방법, 즉 인상재로 교합면을 인기하여 만든 개인별 XCP 필름유지장치로 촬영한 표준화 방사선사진쌍을 공제한 결

과보다 약간 낮게 나타났으나, 상용프로그램인 Emago로 보정하여 공제한 결과보다는 우수하였다. 대조도 보정과 기하학적 보정기능을 분리해서 평가해 보기 위해, IDL로 만든 프로그램으로 대조도를 보정하고, 기하학적 보정한 후 공제한 군과 Emago 프로그램의 감마대조도 보정 후 IDL프로그램으로 기하학적 보정하여 공제한 군을 비교한 결과, IDL로 대조도 보정한 경우가 현저하게 우수한 결과를 보였으며, 기하학적 보정기능을 평가하기 위해 Emago 프로그램으로 감마대조도 보정한 사진 쌍을 IDL 프로그램으로 기하학적 보정한 군과 Emago 프로그램으로 기하학적 재구성한 군을 비교했을 때 역시 IDL 프로그램으로 기하학적 보정을 시행한 군이 우수한 결과를 보여주었다. 따라서 대조도 보정 알고리즘은 Emago 프로그램에서 사용한 감마보정보다 본 연구에서 사용한 Ruttiman 등¹⁸⁾의 robust digital contrast correction method가 우수한 것을 알수 있었고, 기하학적 보정 알고리즘도 Emago 프로그램에서 사용한 Dunn 등²³⁾이 발표했던 projective invariants mathematical technique 보다 본 연구에서 이용한 nonlinear geometric warping 이 더 우수한 결과를 보여주었다.

본 연구에서 각 군의 영상 쌍의 유사성(similarity)을 비교하기 위해 중앙의 두 개의 치아가 들어가도록 관심 영역부(ROI)를 정하여 그 부위내의 계조도의 표준 편차를 구하였다. 의학이나 치의학 분야에서 영상 쌍의 인기(registration) 방법이나 기하학적 보정을 위한 프로그램들을 평가하기 위해 유사성을

비교하는 여러 가지 방법이 제안되었는데^{22, 30-32)}, 본 연구에서는 선학들의 기하학적 보정 알고리즘에 대한 연구^{23, 33)}와 결과를 비교해 보고자 그들과 동일하게 van der Stelt 등²²⁾이 제안했던 공제된 방사선사진의 제조도의 표준 편차를 비교하는 방법을 이용하였다. Dunn 등의 연구²³⁾에 의하면 비표준화 방사선 사진 쌍을 그들이 개발한 프로그램을 이용하여 4개의 정상 landmark를 대응시켜 투사적 규격화(projective standardization) 시켜 재구성한 상을 공제한 결과의 표준 편차는 12.40으로, occlusal stent 를 이용한 기계적으로 규격화시켜 촬영한 영상 쌍의 표준 편차인 19.68보다 현저히 적었다. 그러나 본 연구에서는 그들의 알고리즘이 적용된 Emago 프로그램으로 보정한 후 공제한 결과의 표준 편차가 6.44 로, 인상재로 교합면을 인가하여 만든 개인별 필름 유지장치로 촬영한 표준화 방사선 사진군의 결과인 3.40보다 현저하게 크게 나타났다. 여기서 표준 편차의 값이 앞의 논문 결과와 큰 차이를 보이는 것은 전자의 경우 제조도의 범위가 -255부터 255까지 512단계의 영상에서 계산되고, 본 연구에서는 0부터 255까지 256단계의 제조도 영상에서 계산된 것이기 때문으로 생각되며, 직접 비교를 위해 전자의 연구 결과를 1/2로 나누어 보았을 때, 투사적 규격화(projective standardization) 시켜 재구성한 후 공제한 상의 표준 편차는 6.40으로 본 연구에서의 결과와 유사하였으나 기계적 규격화군의 표준 편차는 9.84로 본 연구에서의 3.40보다 차이가 많았다. 고려할 수 있는 원인으로 본 연구에서는 기계적 규격화 촬영 후 공제시 상의 상하좌우 직선이동이나 회전이동을 통해 최대한 중첩이 정확히 되도록 시도하여 얻은 결과이기 때문에 표준 편차의 양이 최소화될 수 있었던 것으로 사료된다. 따라서 본 연구에서 IDL로 제작한 프로그램으로 대조도 및 기하학적 보정을 통해 얻은 상의 표준 편차가 3.87로, 가능한 최대효과를 얻을 수 있도록 노력하여 얻은 기계적 규격화군의 표준 편차인 3.40보다 불과 0.47 정도의 근소한 차이를 보인 것은 고무적인 결과라 할 수 있겠다. 또한 최 등³³⁾이 Emago 프로그램을 이용하여 투사적 규격화 시행 후 공제한 결과를 개인별 필름유지장치를 이용, 기계적

규격화시킨 후 공제한 결과를 비교한 논문에서도 Emago 프로그램을 이용한 공제상의 표준 편차는 9.8 정도로 상당히 큰 값을 보였고, 기계적 규격화시킨 경우 6.1로, 본 연구에서 IDL 프로그램으로 보정을 통해 얻은 상의 표준 편차인 3.87 보다 상당히 큰 값을 보이는 것을 알수 있었다.

디지털 공제술에서 대조도 보정을 위한 세가지 프로그램을 비교한 Likar와 Pernus³⁴⁾는 ODTF(optical density thickness function) 방법, CDF(cumulative density function) 방법과 LSQA(least square quadratic approximation) 방법 중 알루미늄 웨지 영상의 제조도 값과 웨지의 두께를 관련시켜 보정하는 ODTF 방법³⁵⁾이 본 연구에서 사용한 방법인 CDF 방법¹⁸⁾이나 Ohki 등이 제안했던 LSQA 방법¹⁹⁾ 보다 대조도 보정의 에러가 적어, 더 미세한 변화를 발견할 수 있으며, 밀도 측정 영상 분석(densitometric image analysis) 으로 골변화량을 정량적으로 평가하는데 유용하다고 하였다. 그러나 처음 방사선사진을 촬영할 당시 디지털 공제술을 염두에 두지 않아 알루미늄 웨지 없이 촬영한다면 ODTF 방법을 이용할 수 없다는 단점이 있으며, 그러한 경우 CDF 방법이나 LSQA 방법은 여전히 유용한 결과를 보여줄 수 있다고 하였다. 따라서 본 연구에서는 기존 선학들의 연구에서 많이 이용되었던 CDF 방법을 사용하였다. 그러나 향후 임플란트 식립 후 주기적인 평가 등과 같이 처음부터 디지털 공제술을 시행할 계획으로 주기적인 방사선 사진을 촬영할 경우를 위해 더욱 우수한 결과를 보여줄 수 있는 알루미늄 웨지를 이용한 ODTF 방법을 IDL로 제작한 프로그램에 포함시켜, 경우에 따라 대조도 보정 방법을 선택할 수 있도록 하는 것이 좋을 것으로 생각되었다. 또한 본 연구에서 IDL을 이용하여 제작된 프로그램은 script형식으로, 영상을 불러 오거나 보정을 시행할때마다 매번 procedure를 고쳐 써야 하는 번거로움이 따르고, IDL 프로그래밍 언어를 잘 모르는 사람이 사용하기는 어려움이 있어, 본 연구에서 제작된 프로그램을 누구나 쉽고 간단하게 사용할 수 있도록 graphic user interface(GUI)로 변환시키는 과정이 앞으로 필요하리라 생각된다.

이상을 종합하여 보면, 본 연구에서는 IDL 프로그래밍 언어를 이용하여, 비표준화 방사선 사진의 대조도를 보정하고, 영상을 기하학적으로 재형성 시킨 후 공제하는 프로그램을 제작하였으며, 이 프로그램으로 공제한 결과는 기존의 상용 프로그램인 Emago 프로그램 결과보다 우수하였고, 표준화 방사선 사진으로 공제한 결과보다는 다소 낮았으나 그 차이는 256계조도의 공제된 영상에서 표준 편차의 차이가 불과 0.47정도로 아주 작았다. 따라서 디지털 공제술을 시행하고자 할 때 임상적으로 번거롭고, 불편한 기계적으로 고정하여 촬영하는 표준화 촬영 방법 대신에 비표준화 방사선 사진을 본 연구에서 개발한 컴퓨터 프로그램을 이용하여 보정하여 좋은 결과를 얻을 수 있을 것으로 사료된다.

V. 결론

본 연구는 디지털 공제술을 위해 비표준화 방사선 사진을 대조도 및 기하학적으로 보정시킨 후 공제하는 프로그램을 제작하고, 이 프로그램으로 공제한 결과를, 기계적으로 고정하여 촬영한 표준화 방사선 사진 쌍을 공제한 결과 및 상용 프로그램인 Emago 프로그램으로 수행한 결과와 비교하여 유용성을 평가함을 목적으로 하였다. 먼저 IDL 프로그래밍 언어를 이용하여, 비표준화 방사선 사진의 대조도 보정은 Ruttimann 등에 의해 제안된 robust digital contrast correction method를, 기하학적 보정은 geometric warping procedure를 이용하여 영상을 재형성 시킨 후 공제하는 프로그램을 제작하였다. 그 후 인체 건조 하악골 소구치, 구치부를 대상으로 32 image pair의 비표준화 방사선사진과 치아 교합면을 인기해 만든 개인별 필름 유지기구를 이용해 촬영한 32 image pair의 표준화 방사선사진을 연구재료로 하여, 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. IDL 로 제작한 프로그램의 대조도 보정 효과는 Emago프로그램의 감마 보정기능보다 우수한 결과를 보여 주었다($p < 0.001$).
2. IDL 로 제작한 프로그램의 기하학적 보정 효과는 Emago프로그램의 재구성 기능보다 우수한

결과를 보여 주었다($p < 0.001$).

3. IDL 로 제작한 프로그램의 대조도 및 기하학적 보정 효과는 Emago프로그램의 감마 보정 및 재구성 기능보다 우수한 결과를 보여 주었으며 ($p < 0.001$), 표준화 방사선 사진쌍을 공제한 결과보다는 약간 낮았으나($p < 0.05$), 그 차이는 256계조도의 공제된 영상에서 표준 편차의 차이가 불과 0.47정도로 아주 작았다.

이상의 결과로 디지털 공제술을 시행하고자 할 때, 비표준화 방사선 사진의 대조도 및 기하학적 보정 기능을 가진, 본 연구에서 제작한 컴퓨터 프로그램은 기계적으로 고정하여 촬영하는 표준화 촬영 방법을 대체할 수 있을 것으로 사료된다.

본 연구를 수행하는데 많은 도움을 준 단국대학교 치과대학 치의학과 2학년 최종민, 정종일군과 부산대학교 치과대학 구강악안면 방사선학교실의 나경수 교수님께 감사의 뜻을 전합니다.

VI. 참고문헌

1. Gröndahl HG, Gröndahl K, Webber RL. Digital subtraction radiography for diagnosis of periodontal bone lesions with simulated fast speed systems. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1983;55:313-318
2. Erickholz P, Hausmann E. Evidence for healing of class II and III furcations after GTR therapy : Digital subtraction and clinical measurement. J Periodontol 1997;68:636-644
3. Kety NK, Brägger U, Bürgin W. Diagnosis of alveolar bone change with digital subtraction images and conventional radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1991;72:251-615.
4. Wenzel A, Warrer K, Karring T. Digital subtraction radiography in assessing bone changes in periodontal defects following guided tissue regeneration. J Clin Periodontol 1992;19:208-213
5. Tyndall DA, Kapa SF, Bagnell CP. Digital

- subtraction radiography for detecting cortical and cancellous bone changes in the periapical lesion. *J Endod* 1990;16:173-178
6. Nummikoski PV, Martinez TS, Matteson SR, McDavid WD, Dove SB. Digital subtraction radiography in artificial recurrent caries detection. *Dentomaxillofac Radiol* 1992;21:59-64
7. Wenzel A, Halse A. Digital subtraction radiography after stannous fluoride treatment for occlusal caries diagnosis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1992;74:824-8
8. Brägger U, Bürgin W, Lang NP, Buser D. Digital subtraction radiography for the assessment of changes in peri-implant bone density. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:160-166
9. Kapa SF, Tyndall DA, Zullo TG, Bagnell CR. Assessing condylar changes with digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1993;75:247-52
10. Tyndall DA, Phillips C, Trahey AM, Renner J. Validity of digital subtraction of transactional plain films in quantification of positional changes of the mandibular condyle. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1991;71:748-55
11. Southard KA, Southard TE. Detection of simulated osteoporosis in anterior maxillary alveolar bone with digital subtraction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994;78:655-61
12. Southard KA, Southard TE. Detection of simulated osteoporosis in dog alveolar bone with the use of digital subtraction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994;77:412-8
13. Kravitz LH, Tyndall DA, Bagnell CP, Dove SB. Assessment of external root resorption using digital subtraction radiography. *J Endod* 1992;18:275-284
14. 조형희, 김은경. 방사선사진용 디지털 영상시스템의 정량적 평가에 관한 실험적 연구. *치과 방사선* 1994;24:137-148
15. 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
16. Ruttimann UE, Webber RL. Volumetry of localized bone lesions by subtraction radiography. *J Periodont Res* 1987;22:215-216
17. Vos MH, Janssen PTM, van Aken J, Heethaar RM. Quantitative measurement of periodontal bone changes by digital subtraction. *J Periodont Res* 1986;21:583-591
18. Ruttimann UE, Webber RL, Schmidt E. A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. *J Periodont Res* 1986;21:486-495
19. Ohki M, Okano T, Yamada N. A contrast-correction method for digital subtraction radiography. *J Periodont Res* 1988;23:277-280
20. Araki K, Kitamori H, Yoshiura K, Okuda H, Ohki M. Standardized lateral oblique projection of the mandible for digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1992;21:88-92
21. Ludlow JB, Peleaux CB. Comparison of stent versus laser- and cephalostat- aligned perapical film-positioning techniques for use in digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994;77:208-15
22. Van der Stelt PF, Ruttimann UE, Webber RL. Determination of projections for subtraction radiography based on image similarity measurements. *Dentomaxillofac Radiol* 1989;18:113-117
23. Dunn AM, van der Stelt AF, Ponce A, Feeney K, Shah S. A comparison of two registration

- techniques for digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1993;22:77-80
24. Van der Stelt PF. Impact of digital radiology :The advantages of the Emago software package. *Oral Diagnostic Systems*, Amsterdam, 1998 Available from URL: <http://www.radiology.acta.nl/frset7.htm>
 25. Stern D. Background of Research systems. *Research Systems, Inc.* 1998 Available from URL: http://www.rsinc.com/whoweare/whoweare_main.cfm
 26. Brown HK, Hazelton TR, Fiorica JV, Parsons Ak, Clarke LP, Silbiger ML. Composite in MR imaging of the female pelvis. *Magn Reson Imaging* 1992;10:143-54
 27. Brown HK, Hazelton TR, Silbiger ML. Generation of color composites for enhanced tissue degeneration in magnetic resonance imaging of the brain. *Am J Anat* 1991;192:23-34
 28. Ericson K, Söderman M, Maurincomme E, Lindquist C. Clinical experience with stereotactic digital subtraction angiography with distortion correction software. *Stereotact Funct Neurosurg* 1996;66:63-70
 29. Hayashi N, Skai T, Kitagawa M. Nonlinear geometric warping of the mask image: a new method for reducing misregistration artifacts in digital subtraction angiography. *Cardiovasc Intervent Radiol* 1998;21:138-141
 30. Lehmann T, Sovakar A, Schmitt W, Repges R. A comparison of similarity measures for digital subtraction radiography. *Comput Biol Med* 1997;27:151-167
 31. Lehmann T, Schmitt W, Repges R, Sovakar A. Mathematical quality standards for the digital free-hand subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1995;24:98
 32. Wenzel A. Effect of manual compared with reference point superimposition on image quality in digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1989;18:145-150
 33. 최봉인, 조봉혜, 나경수. 디지털 공제 방사선 촬영술에 있어서 기계적 및 투사적 규격화의 평가. *치과방사선* 1998;28:215-224
 34. 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
 35. Vos H, Janssen PTM, van Aken, Heethaar RM. Quantitative measurements of periodontal bone changes by digital subtraction. *J Periodont Res* 1986;21:583-591

Contrast and geometric correction of non-standardized radiographs in digital subtraction radiography

Eun-Kyung Kim

Dept of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, Dankook University

The purposes of this study were to develop the computer program for the contrast and geometric correction in digital subtraction radiography with the IDL(Interactive Data Language) and compare the results with this program for the correction of the non-standardized radiographs to those of standardized radiographs and those with "Emago" software, the commercial program for the correction. The procedures were written for the contrast correction and subtraction with the geometric correction, using IDL. 32 pairs of periapical radiographs of premolar and molar portion of two dry human mandibles were taken at two different occasions with XCP film holder(non-standardized films) and another 32 pairs with customized XCP film holder(standardized films). Subtraction of standardized film pairs was performed. Subtraction after the contrast and geometric correction of non-standardized films was performed using the newly developed program and Emago software. Standard deviations of grey levels of the subtracted images by the newly developed program were compared with those of the standardized group and Emago-corrected group. Standard deviations of grey levels of new program-corrected group were much smaller than those of the Emago-corrected group($p < 0.001$) and slightly larger than those of standardized group($p < 0.05$). However, the difference was very minute. This study indicates that the newly developed program written with IDL may substitute the mechanical standardization for digital subtraction radiography.

key words : digital subtraction, geometric correction, contrast correction