

국소적 상관계수를 이용한 자동적 디지털 방사선 영상정합

이원진, 허민석, 이삼선, 최순철, 이재성¹

서울대학교치과대학구강악안면방사선학교실, 치학연구소 및 BK21,
서울대학교 의학연구원 방사선의학연구소
(2004년 1월 30일 접수, 2004년 4월 10일)

Automatic Registration of Images for Digital Subtraction Radiography Using Local Correlation

Won-Jin Yi, Min-Suk Heo, Sam-Sun Lee, Soon-Chul Choi, Jae-Sung Lee¹

Dept. of Oral and Maxillofacial Radiology, Dental Research Institute, and BK21, College of Dentistry,
SeoulNationalUniversity, Institute of radiation medicine, ¹College of medicine, SeoulNationalUniversity
(Received January 30, 2004. Accepted April 10, 2004)

요약 : 현재 치과 방사선 영상에 적용되고 있는 대부분의 영상공제술은 기준점을 이용한 정합에 근거하고 있다. 본 연구에서는 수작업에 의한 기준점 설정 방법을 이용하지 않고 자동적으로 정합을 수행하는 방법을 개발하였다. 두 영상의 기하학적 매칭을 국소적 관심영역(ROI)에 한정시켜서 관심영역 간의 상관계수를 비교한다. 두 영역의 상관계수가 최대화되는 affine 또는 perspective 변환 파라미터를 고속의 탐색전략을 이용하여 반복적으로 찾는다. 우선 1/4 스케일 영상에 대하여 근사적인 파라미터를 탐색한 후 다시 원래 영상에 대하여 미세한 매칭이 이루어진다. 개발된 방법은 Gaussian 잡음에 의해 손상된 모의영상을 모의변환을 하지 않은 영상과 동일한 정도의 정확도를 가지고 정합할 수 있다. 개발된 방법의 perspective 변환을 이용한 정합의 정확도는 수작업에 의한 것보다 17% 향상된 결과를 보였다. 결론적으로, 이 방법의 치과 임플란트 영상에의 적용은 거의 실시간으로 자동적이고 잡음에 강한 정합을 제공한다.

Abstract : Most of digital subtraction methods in dental radiography are based on registration using manual landmarks. We have developed an automatic registration method without using the manual selection of landmarks. By restricting a geometrical matching of images to a region of interest (ROI), we compare the cross-correlation coefficient only between the ROIs. The affine or perspective transform parameters satisfying maximum of cross-correlation between the local regions are searched iteratively by a fast searching strategy. The parameters are searched on the 1/4 scale image coarsely and then, the fine registration is performed on the original scale image. The developed method can match the images corrupted by Gaussian noise with the same accuracy for the images without any transform simulation. The registration accuracy of the perspective method shows a 17% improvement over the manual method. The application of the developed method to radiographs of dental implants provides an automatic noise robust registration with high accuracy in almost real time.

Key words : Digital subtraction radiography, Region of interest, Cross-correlation coefficient, Gaussian noise, Standard deviation of subtraction image

서론

디지털 영상공제술(Digital Subtraction Radiography, DSR)은 시간차이를 두고 획득한 영상에서 해부학적으로 같은 부위를 중첩시킨 후, 중복된 영상을 제거하고 변화가 있는 부분만을 진단할 수 있는 방법이다. 디지털 영상법의 이용도 증가 및 발전으로 인해 디지털 영상공제술의 중요성은 점점 증가하고 있다. 치과영역에서 디지털 영상공제

술은 치조골의 미세한 평가, 치근단 병소의 진단, 치아우식증의 진단 및 임플란트 주위의 골변화 평가 등에 활용되어 왔다[1-6]. 미세한 골변화를 평가하는데 디지털 영상공제술이 일반 방사선영상을 이용한 진단보다 우수하다는 보고가 있었다[7]. 특히 임플란트 식립 후 주위의 골변화 평가에는 디지털 영상공제술이 매우 유용하게 활용되고 있다[7,8].

영상공제술이 정확한 진단을 제공하기 위해서는 우선적으로 두 영상간의 정확한 정합(registration)이 이루어져야 한다. 현재 치과 영역에서 이용되고 있는 대부분의 영상공제술은 주로 수작업적인 영상정합방법에 의존하고 있다. 이러한 방법들은 기하학적인 기준점(landmarks, reference points)을 평가하고자 하는 하나의 영상 또는 두 영상 모두에 수작업적으로 설정한 후, 이 기준점을 이용하여 기하학적인 영상정합을 수행한다[9-12]. 이러한 기준점을 설정하는 과정에서 상당한 주의력이 필요하며, 영상 정합의 정확

이 연구는 2003년도 서울대학교 발전기금 및 간접연구경비에서 지원된 연구에 의해 수행되었음.

통신저자 : 이삼선, (110-768) 서울 종로구 연건동 28

서울대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실

Tel : (02) 760-3978, Fax : (02) 744-3919

E-mail : raylee@snu.ac.kr

도는 기준점을 얼마나 정확하게 동일한 구조물의 위치에 설정하느냐에 의해 결정된다. 본 연구에서는 수작업적인 기준점 설정 방법을 이용하지 않으면서 잡음에 강인한 자동적 영상공제술을 개발하였다. 이 방법은 사용자에 의해 지정된 관심영역(Region of Interest, ROI)간의 상관계수(cross-correlation coefficient)에 근거하여 자동적으로 영상공제술을 수행한다. 이는 디지털 영상공제술에 대한 특별한 경험이나 교육없이 임상에서 활용될 수 있다.

재료 및 방법

분석에 이용된 디지털 영상은 구내(intra-oral) 방사선 촬영기(Heliodont DS, Sirona Dental System GmbH, Germany)와 디지털 영상획득 플레이트(storage phosphor plates by Digora, Soredex Orion Corp., Finland)에 의해 획득되었다. 방사선 영상은 기하학적인 영상의 왜곡을 최소화할 수 있는 영상 평행촬영법(XCP)을 이용하여 플레이트를 지지한 후 촬영하였다. 디지털 영상은 가로와 세로가 560과 416화소의 크기를 가지며 각각의 화소는 256 그레이 레벨(gray level)로 표현된다. 상악 또는 하악에 식립된 임플란트를 가지고 있는 11명의 환자로부터 얻어진 영상을 개발된 방법과 현재 임상에서 사용되고 있는 프로그램(Emago, Version 3.2, Advanced Oral Diagnostic Systems, Amsterdam, Netherlands)과 비교하였다. 각 쌍의 영상은 임플란트 고정나사(implant fixture)에 의치(tooth prosthesis)를 설치하기 전과 후에 촬영되었다. Emago 프로그램에 의한 방법은 두 영상에 해부학적으로 동일하다고 생각되는 4개의 기준점을 사용자가 마우스를 이용하여 설정하고, 이로부터 기하학적인 변환 파라미터를 계산하여 영상을 정합하는 방법이다.

1. 상관계수(cross-correlation coefficient)를 이용한 유사성 척도(similarity measure) 및 변환 모델(transform model)

영상공제술에서 기준점을 이용한 방법은 두 영상간의 정렬(alignment)을 위해 affine 또는 perspective 변환을 사용한다. 구내 방사선 촬영에서 시간차를 가지는 두영상 획득 시 X선 튜브, 대상물과 센서들은 상대적인 평행이동 및 회전이 가능하다. 정렬시 사용되는 변환들은 18가지의 변위(displacement)가 가능한 이러한 촬영시스템을 근사화시킨 결과이기 때문에[14], 국소 영역에서의 변환 파라미터들은 서로 달라질 수 있다. 따라서 본 연구에서는 이러한 문제를 극복하기 위해 두 영상에서 매칭(matching)되는 영역을 국소적 영역(local region)으로 한정하였다. 즉 사각형 윈도우 형태의 관심영역(region of interest, ROI)이 시간적으로 앞선 영상(baseline image) 또는 뒤진 영상(follow-up image)에 선택된다. 같은 크기와 위치를 가지는 또 다른 ROI는 나머지 영상에 자동적으로 생성된다. 두 영상을 매칭하는 동안 ROI에 해당하는 영역만이 재구성된다. 이러한 전략은 두 방사선 영상에서 오직 ROI로 설정된 영역간의

유사성만을 비교 가능하게 한다. 사용된 유사성 척도(similarity measure)는 두 영역간의 상관계수(cross-correlation coefficient)로서 식1과 같이 표현된다. 이 척도는 두 영상의 명도가 선형적인 관계를 가지면서 변형되었을 때 이상적인 척도로서 알려져 있다[15]. 본 연구에서는 기하학적 변환 모델로서 affine변환과 perspective변환을 동시에 사용하였다. affine변환은 무한한 거리의 소스(source)에서 나오는 평행한 X선 빔에 의한 영상을 잘 설명하는 반면에, perspective변환은 무한히 작은 초점에 의한 X선 영상을 잘 설명한다[14]. affine변환은 6개의 파라미터에 의해(식2), perspective변환은 8개의 파라미터에 의해(식3) 완전히 특정지어진다. 이러한 변환모델을 이용하여, 영상의 정렬 시 두 국소영역간의 상관계수를 최대화하는 파라미터가 최종적으로 선택된다.

$$C(I_1, I_2) = \frac{\sum_{(x,y) \in R} (I_2(x,y) - \bar{I}_2)(I_1(x,y) - \bar{I}_1)}{\sqrt{\sum_{(x,y) \in R} (I_2(x,y) - \bar{I}_2)^2} \sqrt{\sum_{(x,y) \in R} (I_1(x,y) - \bar{I}_1)^2}} \dots\dots\dots(1)$$

I_1 : a reference image I_2 : an unregistered image
 R : a selected ROI
 \bar{I}_1, \bar{I}_2 : means of I_1 and I_2 in a ROI(R)

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha_3 & \alpha_4 \\ \alpha_5 & \alpha_6 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \end{pmatrix} \dots\dots\dots(2)$$

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \frac{\begin{pmatrix} \alpha_3 & \alpha_4 \\ \alpha_5 & \alpha_6 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \end{pmatrix}}{\begin{pmatrix} \alpha_7 & \alpha_8 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + 1} \dots\dots\dots(3)$$

2. 고속 탐색전략(fast searching strategy)을 이용한 변환 파라미터의 결정

변환모델의 파라미터를 결정하는 방법은 크게 직접적인 방법과 반복적인 방법으로 나누어진다. 기준점에 근거한 방법들은 파라미터를 직접적으로 결정하는 반면에, 탐색에 의한 접근방법은 유사성척도 측면에서 최적의 해답을 다수의 반복적인 단계를 통해서 찾는다. 본 연구에서는 파라미터를 고속 탐색 알고리즘 가운데 하나인 'down hill simplex method'[16]에 의해 결정했다. 국소 영역간 유사성 척도를 계산할 때, 두번째 영상에서 오직 처음에 설정된 ROI에 해당하는 영역만이 reverse mapping에 의해 재구성된다. 이러한 접근방법에서는, 두번째 영상의 모든 화소들에 대한 변환이 필요하지 않으며, 실제 출력영상 즉 ROI에 해당하는영역의 화소들만이 변환된다. 이로 인해 변환 파라미터의 반복적인 탐색 시 영상의 변환에 필요한 시간을 상당히 줄일 수 있었다. 이와 더불어, 파라미터 탐색은 크게 2단계로 진행된다. 첫 번째 단계에서는 1/4 스케일 영

상에 대해 근사적인 파라미터를 탐색하고, 두 번째에는 원래 영상에 대해 미세한 파라미터 조정이 이루어진다. 즉 첫 번째의 결과가 다음 탐색의 초기 파라미터로 이용된다. 이는 최적의 파라미터를 결정하는 데 있어서 좀 더 빠른 수렴을 가능하게 한다. 두 번째 단계의 초기 파라미터 설정 시 오직 평행이동 파라미터(1, 2)만이 4배가 되고 나머지는 그대로 이용된다. 이러한 전략 역시 파라미터 탐색 시간을 줄이는데 상당히 기여했다.

3. 정합성능(registration accuracy) 측정 및 모의실험(simulation)

파라미터가 결정된 후, 튜브 세팅, 양자화 잡음과 디지털 과정에서 발생하는 영상의 조도변화를 보정하기 위한 과정(contrast correction)을 거친다. Ruttimann등[17]에 의해 개발된 방법에 의해 변환된 영상의 히스토그램이 기준 영상의 히스토그램으로 매칭된다. 다음에는 한 영상에서 다른 영상을 화소대 화소로 뺀 후 128 그레이 값을 더해서 공제영상(subtraction image)을 얻는다. 영상정합의 정확도(accuracy)는 공제영상의 ROI에서의 표준편차(Standard Deviation of Subtraction image, SDS)로 측정된다. 이 값은 오직 기하학적인 변형만을 가지는 두 영상의 완전한 정합에 대해서는 0이 된다. 이 정확도를 이용하여 개발된 방법의 성능을 수작업적인 방법과 비교하였다. 비교에 사용된 영역은 수작업 방법과 개발된 방법 모두 동일한 위치에 설정하였다.

개발된 방법의 성능을 또한 실제 임플란트 영상(in vivo implant images)으로부터 생성된 모의영상(simulation image)을 이용하여 분석하였다. 모의영상은 잡음이 존재하는 상태에서 원래영상을 RST(rotation-scale-translation) 변환하여 생성되었다. 각각의 영상 생성시 RST변환은 랜덤하게 선택된 3개의 파라미터로 이루어진다. 평행이동(translation) 파라미터는 -60에서 60화소까지, 회전(rotation)은 -30도에서 30도까지 그리고 스케일(scale) 파라미터는 0.8에서 1.2까지 변동한다. 이러한 RST변환은 모두 영상평면에서 이루어진다. 변환된 영상에 대해 평균이 0이고 다양한 분산을 가지는 Gaussian 잡음이 더해진다. 유사 선적도를 계산하기 위한 ROI는 원래영상의 임플란트 고정나사 주위에 선택된다. 다른 ROI는 모의영상에 동일한 크기와 위치에 탐색이 시작될 때 자동적으로 생성된다. Affine변환 파라미터를 개발된 알고리즘에 의해 반복적으로 탐색하였다. 최적의 파라미터가 결정되면 처음에 설정된 ROI에서 SDS값이 측정된다.

결 과

그림1은 개발된 방법에 의해서 영상을 정합하는 전체적인 과정을 보여준다. 사각형 윈도우의 ROI가 두 번째 영상(follow-up image)에 설정된다(그림1(a)). 첫 번째 영상(baseline image)에서의 최초 ROI는 같은 위치에 자동적으로 생성된다(그림1(b)). 두 국소영역 간의 상관계수를 최대

화하는 파라미터를 찾기 위한 탐색은 1/4 스케일 영상에서 시작된다. 각각의 실행에서 갱신된 파라미터를 이용하여 오직 ROI에 해당하는 영역만이 첫 번째 영상으로부터 재구성된다. 이러한 근사적 매칭이 끝나면 평행이동 파라미터만이 4배가 된 상태에서 원래 스케일 영상에 대해 재탐색이 이루어진다. 그림1(c)는 모든 탐색이 끝난 후 최종 파라미터를 이용하여 'bilinear interpolation method'에 의해 재구성된 영상을 보여준다. 그림1(d)는 조도가 보정된 재구성 영상에서 첫 번째 영상을 차감한 후 모든 화소에 128 그레이 값을 더한 공제영상이다. 공제영상의 임플란트 고정나사 주위의 치조골(alveolar ridge)에서 골의 양적 및 질적인 변화를 관찰할 수 있다. 그림1(e), (f)는 다른 임플란트 영상에서 정합한 후 얻어진 공제영상을 보여주고 있다. 그림1(e)에서 ROI로 선정된 영역에서 더 적은 edge artifact 즉 정합오차를 보임을 알 수 있다. 또한 ROI로 선정되지 않은 임플란트 고정나사 주위에서 더 분명하게 정합오차를 관찰할 수 있다(그림1(f)).

개발된 정합방법에 대한 잡음의 영향을 다양한 레벨의 잡음이 추가된 모의영상을 이용하여 분석하였다. 그림2(b)는 여러 가지 RST변환 파라미터에 의해 변환되고 잡음이 더해진 모의영상에 대해 정합한 후 얻어진 결과적 영상의 한 가지 예를 보여준다. 개발된 방법은 높은 잡음 레벨에서도 성공적으로 변환 파라미터를 찾을 수 있었다(그림2(b)). 그림3은 잡음의 분산을 증가시키면서 측정된 성능의 정확도를 보여준다. 정확도는 두 영상을 정합하는데 사용된 ROI에서 측정하였다. 그림3의 데이터는 각각의 잡음 레벨에서 5개의 임플란트 영상에 대한 모의실험의 평균적인 SDS값을 보여주고 있다. 여기서 가로축은 모의실험을 하지 않은 SDS 값으로서 원래영상에 잡음만을 더한 후 얻어진 공제영상에서 측정된 SDS를 나타낸다. 즉 이것은 원래영상에 추가된 잡음의 정도를 나타낸다. 세로축은 각각의 잡음 레벨에서 100개의 모의영상에 대한 평균적인 SDS값을 지시한다. 이는 제한된 반복횟수(number of iteration) 내에서 전체적 최고치(global maximum)에 도달하지 못한 경우도 포함하고 있다. 이러한 경우는 잡음의 레벨이 높아도 낮은 레벨과 유사한 빈도로 발생하였으며 즉 잡음레벨에 의존하지 않았다. 이러한 경우가 SDS 값의 평균에 미치는 영향은 잡음의 레벨이 증가할수록 감소하였다. 두 가지 SDS 값들 사이의 통계학적으로 유의한 차이는 발견되지 않았다 ($P > 0.05$, paired t-test). 전체적 최고치(global maximum)에 도달하지 못하는 빈도(failing rate)는 파라미터 탐색 시 반복횟수를 증가함으로써 줄일 수 있었다. 결론적으로 개발된 방법은 Gaussian 잡음에 의해 손상된 영상을 기하학적 변환 없이 잡음만이 더해진 영상에서 측정된 수준의 정확도를 가지고 정합할 수 있었다.

개발된 방법과의 정확도 비교를 위해, 구강악안면방사선과(oral and maxillofacial radiology)에서 수련을 거친 2명의 치과전공의가 위에서 언급된 상품화된 프로그램을 이용하여 수작업 방법으로 임플란트 영상을 정합하였다. 기하학적인 정합의 정확도만을 비교하기 위해 매칭된 영상은 대조도 보정없이 기준영상에 대해 차감한 후 공제영상을 얻었다. 정확도는 같은 샘플 영역에서 측정하였다. 정합 시 오류는 공제영상의 임플란트 고정나사선 주위에서의 edge artifacts 즉 그레이 값의 급격한 변화로 나타난다. 전반적

으로 개발된 방법에 의해 얻어진 공제영상(그림2(c), (d))에서 수작업에 의한 결과(그림2(e), (f))보다 더 적은 정도의 이러한 오류를 관찰할 수 있다. 그림2에서, 임플란트 고정나사를 포함하는 ROI에서 측정된 정확도는 개발된 affine방법에 의해서는 18.2, perspective방법에 의해서는 17.7, 그리고 수작업에 의해서는 18.7과 21.6이다. 이러한 결과는 시각적인 관찰과 일치함을 알 수 있다. 표1은 11쌍의 임플란트 영상에 대한 개발된 방법과 수작업 방법에 의한 SDS값을 보여주고 있다. 이것은 2가지 정합에 대한 평균값들이다. 즉 하나는 첫 번째 영상이 두 번째 영상에 매칭된 결과이고 다른 하나는 정합하는 순서가 역전된 것에 대한 결과이다. 개발된 affine방법과 perspective방법 모두 수작업 방법에 대해서 유의한 차이를 보였다($P < 0.01$, paired t-test). perspective방법은 다른 모든 방법에 대하여 유의하게 높은 정확도를 제공했다($P < 0.01$, paired t-test). 전체적으로 perspective방법에 의한 정합의 정확도는 수작업 방법에 비해 17% 향상된 결과를 보였다.

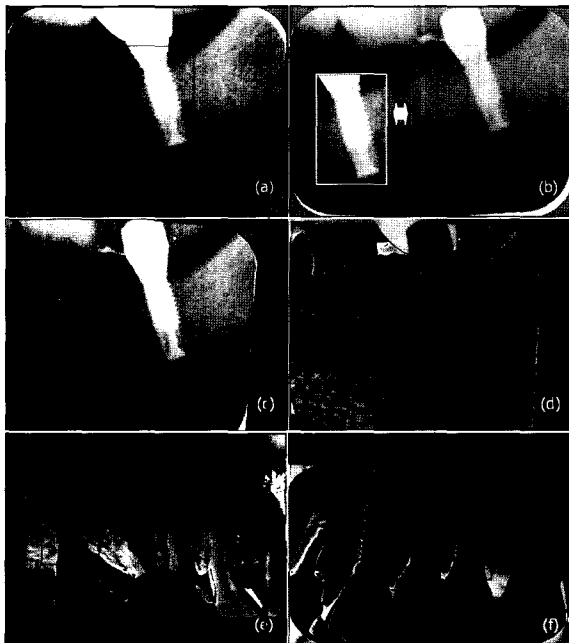


그림 1. 임플란트 영상을 정합하는 전체적인 과정, (a) 기준 영상에 사각형으로 선택된 ROI, (b) 정합할 영상에 자동적으로 설정된 ROI, (c) 최종적으로 결정된 변환 파라미터를 이용하여 재구성된 영상, (d) 조도가 보정된 재구성 영상에서 기준영상을 공제한 영상, (e) ROI로 선택된 임플란트 고정나사 주위에서 주위의 해부학적 구조물들보다 더 적은 edge artifacts를 보이는 공제영상, (f) ROI로 선택된 나선선에서 주위의 다른 나선선보다 더 적은 edge artifacts를 보이는 공제영상.

Fig. 1. Overall procedure for registration of dental implant radiographs. (a) A ROI selected as a rectangle window in a follow-up image. (b) The initial ROI created automatically at the

same position in a baseline image. The corresponding area in a follow-up image for calculating the cross-correlation is superimposed on the left of the ROI. (c) Whole matched image reformatted from the baseline image using the final parameters. (d) Subtraction image of the follow-up image from the reformatted image after contrast correction. It shows quantitative and qualitative changes of the bone at the alveolar ridge. (e) Subtraction image showing smaller edge artifacts around the fixture selected as a ROI than in the surrounding anatomical structures. (f) Subtraction image showing smaller edge artifact around the threads of the fixture selected as a ROI than that of the not selected.

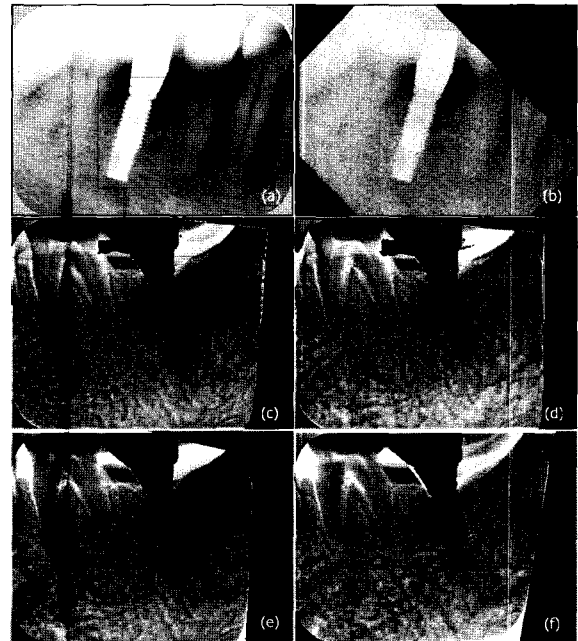


그림 2. (a) 유사성 척도를 측정하기 위해 선택된 ROI를 보여주고 있는 원래 영상, (b) 다양한 RST 변환 파라미터와 잡음 레벨을 가지는 모의영상에 대한 정합 후 얻어진 영상의 한 예, 영상의 정합 정확도는 15.9 gray levels이다. (c)~(f) 개발된 자동적인 정합방법과 수작업 방법에 의한 공제영상, 영상에서 임플란트 고정나사를 포함하는 동일한 ROI에서의 정합정확도는 다음과 같다. (c) affine 변환: 18.2, (d) perspective 변환: 17.7, (e) 수작업1: 18.7, (f) 수작업2: 21.6. **Fig. 2.** (a) Original image including a ROI for measuring the similarity. (b) A registration image from simulation images with different combination of RST parameters and noise levels. SDS (standard deviation of the subtraction image in a ROI) is 15.9 gray levels. (c)~(f) Subtraction images for comparing the registration accuracy between automatic and manual methods. The registration accuracies or SDS values over a ROI including the implant fixture are (c) 18.2 by the affine method, (d) 17.7 by the perspective and (e) 18.7, (f) 21.6 by the manual for the same pair of implant images.

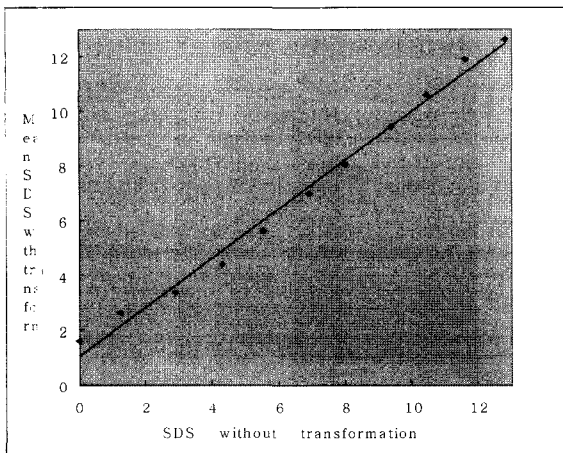


그림 3. 5개의 임플란트 영상에 대해 잡음의 분산을 증가시키면서 측정된 평균적인 정합 정확도(SDS), 가로축은 원래영상에 더해진 잡음을 나타내며 세로축은 각각의 잡음레벨에서 100개의 모의영상에 대한 평균적인 SDS 값을 나타낸다.

Fig. 3. Mean SDS values over different simulations for 5 implant images with increasing noise variance. The x axis indicates the SDS values from images without any transform simulation, the amount of the noise added to the original image. The y axis indicates the mean SDS values over 100 simulation images at each noise level.

표 1. 11쌍의 임플란트 영상에 대한 개발된 방법(Affine, Perspective 변환)과 수작업 방법(Manual 1, 2)에 의한 정확도(SDS)

Table 1. SDS values for 11 pairs of implant images by affine, perspective transform and manual methods.

Implant no	Affine	Perspective	Manual 1	Manual 2
1	11.0	10.7	11.3	15.9
2	25.3	24.9	31.5	27.0
3	18.8	18.8	20.3	22.8
4	11.9	11.8	12.2	12.2
5	17.9	18.1	19.6	21.0
6	16.9	16.4	18.3	20.5
7	26.0	25.0	27.6	39.9
8	24.0	23.7	24.9	26.3
9	21.5	21.1	23.8	22.6
10	11.7	11.5	13.4	14.1
11	22.8	22.5	24.9	30.0
Mean	18.9	18.6	20.7	22.9

토의 및 결론

지난 수십년 간 치과영역에서 임플란트는 무치아(missing teeth)를 대체하는 신뢰할 만한 수단으로 확립되어 왔다. 임플란트 치료과정에서 골의 정량적 및 질적인 변화의 검사는 연속적인 X선 영상을 이용하여 수행된다[14]. 디지털 영상공제술을 이용하여 정상적인 해부학적 구조물을 제거하면, 임플란트 식립 후 치조골에서의 골의 손

실(alveolar bone loss) 및 골의 생성(osseointegration) 등을 더 쉽게 평가할 수 있다. 영상공제술을 이용한 진단의 가장 중요한 선제조건은 두 영상을 관찰자 의존성(observer dependency)을 최소화하면서 적절하게 정합하는 것이다.

치과 영역의 디지털 영상공제술에 있어서, 기준점에 근거한 방법이 널리 사용되고 있다. 이는 사용자가 동일하다고 여겨지는 기준점을 지정한 후 이 점들로부터 두 영상간의 변환 파라미터를 추출하는 방법이다. Lehmann등[13]은 관찰자 의존성을 최소화 하면서 perspective 변환모델의 파라미터를 결정하기 위해 국소적 상관관계를 이용하여 기준점을 최적화하는 방법을 연구하였다. 정합한 결과는 6개 이상의 기준점이 사용되면 실제적으로 설정된 기준점의 위치에 거의 의존하지 않았다[13]. 그러나 상관관계 계산 시 미리 설정된 계산 범위에 포함되지 않은 기준점은 부정확한 정합을 발생시킬 수 있다. 임플란트의 나사선같은 부분이 이러한 예가 될 수 있다. 또한 이 방법에서는 2개의 영상에 수작업으로 기준점을 설정해야 한다. 현재까지 관찰자 오류를 최소화하기 위해 몇 가지 반자동적인 방법이 개발되었다. 이러한 방법들은 영상에서 자동적으로 기준점을 추출하는 것에 집중하고 있다. Samarabandu등[11]은 수작업으로 기준점을 설정하는 대신 두 영상의 공제영상의 경계(edges of difference between two images)가 최소화되는 평행이동과 회전 값을 탐색하는 방법을 개발하였다. 그러나 두 영상이 미리 설정된 이동 및 회전 범위를 초과할 경우에는 이 방법은 정확한 변환 파라미터를 찾을 수 없다. 두 영상 가운데 한 영상에만 기준점을 설정하는 방법이 Byrd등[12]에 의해 개발되었다. 이 방법은 미리 설정된 기준점에 해당하는 점들을 두 번째 영상에서 두 영상간의 차이의 절대값(absolute of difference between two images)을 이용하여 자동으로 선택한다. 파라미터 탐색방법의 한계로 인해 이 방법도 역시 어느 정도 정합된 영상에만 적용이 가능하다. 최근에 수작업에 의한 기준점을 사용하지 않고 자동적인 방법이 제안되었다[18]. 이 방법에서는 두 영상의 경계(edges)에서 자동적으로 추출된 기준점을 이용하여 affine 변환 파라미터를 결정한다. 이는 수작업에 의한 방법보다 높은 정확도와 빠른 처리속도를 제공한다. 일반적으로 기준점을 이용한 영상공제술의 정확도는 기준점을 얼마나 정확하게 선택하는가에 의해 좌우된다. 따라서 수작업에 의한 선택은 관찰자의 경험과 주의력에 크게 의존한다. 자동적인 선택 방법에 있어서는 정확도가 영상의 내재적인 잡음에 의해 영향을 받는다. 특히, 영상의 경계를 이용한 방법은 잡음에 쉽게 영향을 받는다. 이것은 경계를 추출하는 방법이 잡음에 민감하기 때문이다. 본 연구에서 개발된 방법은 수작업에 의한 기준점 선택을 사용하지 않기 때문에 관찰자에 의존하지 않으며, 수작업보다 더 정확한 정합을 제공한다. perspective 변환을 이용한 정합이 가장 높은 정확도를 보였다.

ROI를 이용한 정합은 몇 가지 장점을 가지고 있다. 첫째, ROI로 선택한 영역에 대해서 다른 영역에 비해 더 정확한 매칭을 제공한다. 구내 방사선 사진을 이용한 영상공제술에서 사용되는 기하학적 변환들은 원래의 영상시스템을 근사화한 것이기 때문에 변환 파라미터들은 국소적 관심영역에 따라 달라질 수 있다. 그림1의 결과적 공제영상에서 ROI로 선택된 영역이 다른 영역에 비해 좀 더 정

확한 매칭을 보임을 알 수 있다. 둘째로, ROI에 근거한 정합은 반복적인 탐색에 의한 파라미터의 결정에 있어서 처리시간(processing time)을 상당히 줄일 수 있다. 이로 인해 유사성척도를 계산하는 데 필요한 시간뿐만 아니라 영상을 재구성하는 시간도 크게 줄일 수 있다. 본 연구에서 파라미터 탐색 시간은 처음에 1/4 스케일 영상을 사용함으로써 더욱 감소시킬 수 있었다. 사용된 임플란트 영상을 처리하는 평균시간은 ROI를 선택하는 시간을 배제하면 1 또는 2초 이하였다. 개발된 방법에 의한 전체적인 처리시간은 수작업방법보다 훨씬 적었다. 처리속도와 관련된 결과는 이 논문에서 제시되지 않았다. 셋째로, 두 영상에 동시에 선택된 ROI는 탐색에 있어서 평행이동 파라미터에 대한 초기값을 제공할 수 있다. 즉 두 ROI의 중심(center of mass)의 차이가 두 영상의 초기 평행이동 값으로 이용될 수 있다. 한 영상이 다른 영상에 대한 큰 변위를 가지고 변형되었을 경우, 이 전략은 탐색 시 국소적 최고치(local maximum)에 빠지는 것을 방지하고 전체적 최고치(global maximum)에 빨리 수렴하도록 유도할 수 있다. 위에서 언급된 반자동적인 방법들은 본 연구에서 사용된 임플란트 영상 같은 큰 변위차이를 갖는 두 영상에 대한 정합에서는 실패할 확률이 높다. 이것은 이 방법들이 두 번째 영상에서 해당하는 기준점 탐색 시 원래 설정된 점 주위의 작은 영역에 한정시키기 때문이다.

방사선 영상은 X선 빔의 광자밀도가 통계적으로 변동하기 때문에 발생하는 피할 수 없는 내재적인 잡음을 수반한다. 또한 디지털 영상은 다양한 전자부품으로부터 발생하는 추가적인 잡음을 포함한다. 본 연구에서는 이러한 잡음의 영향을 분석하기 위해 Gaussian잡음을 사용하였다.

Gaussian잡음은 디지털 교합 방사선 영상(digital bitewing radiographs)의 압축도와 치아우식(caries)의 진단에 미치는 영향 분석에 사용되는[19] 등 다양한 방사선 영상분석에 적용되고 있다. 본 연구에서는 평균이 0이고 다양한 분산을 가지는 Gaussian잡음을 모의영상에 더하여 잡음의 영향을 분석하였다. 개발된 방법은 큰 분산을 가지는 Gaussian잡음에 의해 손상된 영상도 충분히 정합할 수 있었다. 전체적 최고치에 도달하지 못하는 빈도는 잡음의 레벨에 의존하지 않았다. 이러한 결과는 두 국소적 영역간의 상관계수를 이용한 방법이 두 영상 가운데 하나가 Gaussian잡음에 의해 손상되어도 높은 정확도를 가지고 정합할 수 있다는 사실을 보여준다. 일반적으로 두 영상의 정합에 있어서 이 유사성척도는 두 영상의 밝기(intensities)가 선형적인 관계를 가지고 변형되었을 때 이상적인 척도로 알려져 있으며, 두 영상이 Gaussian잡음만 차이가 있을 경우에는 밝기차이의 제곱합(sum of squares of intensity differences)이 최적인 척도로 알려져 있다[15]. 그러나 본 연구에서는 상관계수 척도를 이용한 정합의 정확도가 밝기차이의 제곱합 척도에 의한 것보다 높았다. 이와 관련된 결과는 제시되지 않았다. 하나의 영상이 잡음에 의해 손상되었을 경우, 영상의 경계(edge) 또는 미분(gradients)에 근거한 정합은 오류를 발생하기 쉽다. 이것은 공간영역(spatial domain)에서 경계를 추출하는 일반적인 방법이 화소 간의 차감연산(differential operation)을 이용하는데 이것이 잡음에 매우 민감하기 때문이다.

결론적으로, 개발된 방법의 치과 임플란트 영상에의 적

용은 거의 실시간으로 자동적이고 잡음에 강인한 정합을 제공하였다. 이 연구에 근거하여, 임플란트의 임상적인 상태 및 성패를 평가하기 위한 임플란트 주위의 골변화를 자동적으로 정량화하는 것이 가능할 것이다. 이 방법은 또한 기준점의 수작업을 통한 선택 등을 요구하지 않기 때문에, 영상공제술을 필요로 하는 다른 임상영역에서 특별한 경험이나 교육 없이 사용될 수 있다. 이것은 연속적인 방사선 영상을 이용한 진단에 있어서 더 정확한 진단을 위한 유용한 방법이 될 것이다.

참고 문헌

1. R.L. Webber, U.E. Ruttimann, H.G. Grdahl, "X-ray image subtraction as a basis for assessment of periodontal changes", J. Periodontal Res., Vol. 17, pp. 509-511, 1982
2. M.S. Reddy, "Radiographic methods in the evaluation of periodontal therapy", J. Periodontol. Vol.63, pp. 1078-1084, 1992
3. D.A. Tyndall, S.F. Kapa, C.P. Bagnell, "Digital subtraction radiography for detecting cortical and cancellous bone changes in the periapical region", J. Endod., Vol. 16, pp. 173-178, 1990
4. L.H. Kravitz, D.A. Tyndall, C.P. Bagnell, S.B. Dove, "Assessment of external root resorption using digital subtraction radiography", J. Endod., Vol. 18, pp. 275-284, 1992
5. H.G. Grndahl, K. Grndahl, T. Okano, R.L. Webber, "Statistical contrast enhancement of subtraction images for radiographic caries diagnosis", Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., Vol. 53, pp. 219-223, 1982
6. P.V. Nummikoski, T.S. Martinez, S.R. Matteson, W.D. McDavid, S.B. Dove, "Digital subtraction radiography in artificial recurrent caries detection", Dentomaxillofac. Radiol., Vol. 21, pp. 59-64, 1992
7. M.K. Jeffcoat, M.S. Reddy, H.R. van den Berg, E. Bertens, "Quantitative digital subtraction radiography for the assessment of peri-implant bone change", Clin. Oral Implants Res., Vol. 3, pp. 22-27, 1992
8. M.S. Reddy, T.L. Mayfield-Donahoo, M.K. Jeffcoat, "A semi-automated computer-assisted method for measuring bone loss adjacent to dental implants", Clin. Oral Implants Res., Vol. 3, pp. 28-31, 1992
9. S.M. Dunn, P.F. van der Stelt, "Recognizing invariant geometric structure in dental radiographs", Dentomaxillofac. Radiol., Vol. 21, pp. 142-147, 1992
10. S.M. Dunn, P.F. van der Stelt, A. Ponce, K. Fenesy, S. Shah, "A comparison of two registration techniques for digital subtraction radiography", Dentomaxillofac. Radiol., Vol. 22, pp. 77-80, 1993
11. J. Samarabandu, K.M. Allen, E. Hausmann, R. Acharya, "Algorithm for the automated alignment of radiographs for image subtraction", Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., Vol. 77, pp. 75-79, 1994

12. V. Byrd, T. Mayfield-Donahoo, M.S. Reddy, M.K. Jeffcoat, "Semiautomated image registration for digital subtraction radiography", Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod., Vol. 85, pp. 473-478, 1998
13. T.M. Lehmann, K. Grndahl, H.G. Grndahl, W. Schmitt, K. Spitzer, "Observer-independent registration of perspective projection prior to subtraction of in vivo radiographs", Dentomaxillofac. Radiol., Vol.27, pp.140-150, 1998
14. T.M. Lehmann, H.G. Grndahl, D.K. Benn, "Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology", Dentomaxillofac. Radiol., Vol. 29, pp. 323-346, 2000
15. M. Sonka, J.M. Fitzpatrick, "Medical image processing and analysis", Handbook of Medical Imaging, vol. 2, Washington, SPIE press, pp. 449505, 2000
16. W.H. Press, B.P. Flannery, S.A. Teukolsky, W.T. Vetterling, "Numerical Recipes in C", Cambridge, Cambridge University Press, pp. 394-455, 1992
17. U.E. Ruttiman, R.L. Webber, E. Schmidt, "A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography", J. Periodontol. Res., Vol. 21, pp. 486-495, 1986
18. D.C. Yoon, "A new method for the automated alignment of dental radiographs for digital subtraction radiography", Dentomaxillofac. Radiol., Vol.29, pp.11-19, 2000
19. A. Janhom, P.F. van der Stelt, F.C. van Ginkel, W.G. Geraets, "Effect of noise on the compressibility and diagnostic accuracy for caries detection of digital bitewing radiographs", Dentomaxillofac. Radiol., Vol. 28, pp. 6-12, 1999