

논문 2010-47SP-3-8

# 지식기반 다중 템플릿을 이용한 치과용 디지털 X-ray 영상에서의 미세변화 검출에 관한 연구

( Bone Loss Detection in Dental Radiography by Domain Knowledge  
Based Multi-template )

안 용 학\*, 채 옥 삼\*\*

( Yonhak Ahn and Oksam Chae )

## 요 약

본 논문에서는 치과용 의료시스템(Dental PACS)에서 필요한 시계열 분석(Subtraction Radiography) 방법에 기반 하여 기존 의 연구에서 갖지 못했던 영상정렬의 자동화 방안과 미세변화 검출 방안을 제안한다. 제안된 방법은 기존의 단일 템플릿 방식의 문제점을 해결하기 위해 인공치아 및 자연치아의 기하학적 형태 정보를 이용하여 각 치아에 대한 관심영역을 획득하고 획득된 관심영역을 기준으로 지식 기반(knowledge-based)의 다중 템플릿(multi-template) 방식의 정합을 통해 치아 주위에서 발생하는 미세변화를 빠르고 정확하게 검출할 수 있다. 실험결과 제안된 방법은 신속하고 정확하게 치아 주위의 미세변화에 대한 검출이 가능하였고, 보다 객관적이고 정량적인 결과를 제시할 수 있음을 보여주었다.

## Abstract

This study proposes the algorithm to automate image alignment and detect marginal bone destructions, based on subtraction radiography for dental radiographic images necessary for dental PACS, which hasn't been covered by related literatures. The proposed algorithm enables a quick and precise detection of marginal bone destructions around teeth including implant through the knowledge-based multi-template matching in reference to ROI(Region Of Interest) obtained from applicable teeth using information about their geometric forms to solve problems single-template matching is exposed to. Actually, the test showed that it was possible not only to quickly and precisely detect marginal bone destructions around teeth, but also to get more objective and quantitative results through the algorithm.

**Keywords :** bone loss detection, multi-template matching, image alignment, dental radiography

## I. 서 론

다양한 X-ray 영상의 분석 및 해석 방법론의 연구 중 시간차를 두고 촬영된 두 장의 치과용 X-ray 영상을 겹친 뒤, 두 영상이 갖는 차이로써 치료 및 진단의 판단기준을 제공하는 방법이 있는데, 이러한 시계열 분석(subtraction radiography) 방법은 치아와 관련된 거

의 모든 질병의 진료와 연구에 사용되고 있다<sup>[1-3]</sup>.

본 논문이 대상으로 하는 치과용 디지털 X-ray 영상(dental radiography)에 대한 시계열분석 방법은 시간이 경과함에 따라 발생하는 인공치아(implant) 및 자연치아(teeth) 주위 골조직에 변화가 생기는 경우가 발생하는데, 이러한 경우 변화의 발생 여부를 빠르게 인식하여 대처하는 것을 목적으로 한다. 그러나 지금까지 이러한 대부분의 작업은 필름을 기반으로 사람이 주체가 되어 모든 작업이 수행되고 있기 때문에 결과의 정확성 및 일관성, 객관성이 부족하다.

또한, 최근 들어 디지털 X-ray 영상에 대한 사용도가 증가함에 따라 기존의 필름 기반에 적용되던 시계열분

\* 정희원, 세종대학교 컴퓨터공학과  
(Sejong University)

\*\* 정희원, 경희대학교 컴퓨터공학과  
(Kyunghee University)

접수일자: 2009년6월10일, 수정완료일: 2010년4월15일

석 방법을 디지털화된 영상에 적용할 수 있는 방안의 연구가 필요하게 되었다<sup>[3-5]</sup>.

시계열분석 방법에 기반한 치과용 디지털 X-ray 영상에서의 미세변화 검출은 크게 영상정렬(image alignment)과 미세변화(marginal bone destruction) 검출 단계를 가지는데, 시계열분석 방법에서 필요한 영상 정렬 자동화에 대한 지금까지의 연구에는 치아에 구조물을 삽입하고, 이에 대한 에지를 검출하여 관심영역에 대해 영상 정렬을 수행하는 방법<sup>[6]</sup>, 그리고 영상 전체에 대한 영상 정렬의 단점을 보완하기 위해 영상을 1/4크기로 조정하여 영상을 정렬하는 방법<sup>[7]</sup> 등이 있다.

그러나 에지를 검출하여 영상을 정렬하는 방법은 사용차에 의한 관심영역의 설정이 되지 않을 경우 영상 전체에 대한 정렬을 수행하므로 계산속도와 정확성에 많은 문제점을 가지고 있다. 영상의 크기를 조정하여 영상 정렬을 수행하는 방법은 전체 영상을 대상으로 하는 정렬의 문제점인 계산량 증대와 위치 변화가 가지는 오차범위를 줄이기 위해 영상의 크기를 1/4로 줄여 영상 정렬을 수행하는 하지만, 영상 정렬을 수행하는 변환 파라미터(distortion parameter)의 설정 시 영상에 대한 정보를 유지하기가 어려우며, 영상 전체에 대한 영상 정렬을 수행하기 때문에 정확성에 대한 문제점이 여전히 존재한다.

또한, 인공치아 및 자연치아 주위의 미세변화 검출을 위한 연구가 활발히 진행되고 있는데, 인공치아와 관련된 지금까지의 연구에는 사용자에게 의해 참고 픽셀(reference point)를 선택한 후 직선 선분을 검출하여 영상을 정렬한 후 차영상을 구하는 방법<sup>[8]</sup>과 사용자가 최적의 임계치(optimal threshold value)를 설정하여 인공치아의 정확한 경계를 추출하여 골 흡수 정도를 측정하는 방법<sup>[9]</sup> 등이 있으며, 자연치아에 대한 지금까지의 연구에는 참고 필름(reference film)을 이용하여 매뉴얼에 의해 차영상을 구하는 방법<sup>[10]</sup>과 에지 연산자(edge operator)를 이용하여 에지를 검출하여 영상을 정렬한 후 차영상을 구하는 방법<sup>[11]</sup> 등이 있다.

그러나 인공치아에서 참고 픽셀을 이용하는 방법의 경우 촬영 조건에 따른 방위(orientation)와 위치(position)의 변화에 따른 오류 가능성, 즉 X-ray 필름의 촬영 당시 약간의 움직임이나 촬영기기의 상태로 인한 차정보(difference information)가 발생하는 문제점을 해결하기 위해 영상 정렬을 수행하는 하지만, 단순히 방위에 대한 영상 정렬만을 수행함으로 위치와 변형

(deformation)으로 인한 문제점과 영상 정렬 후 영상 전체에 대해 차영상을 구하기 때문에 실제 변화량보다 오류로 인한 차정보가 더욱 뚜렷이 검출된다. 인공치아의 경계(contour)를 추출하는 방법의 경우는 실제 X-ray 필름에서 단순히 사용자의 임계값으로 골흡수가 발생하는 지점, 즉 인공치아와 치아 조직 사이의 경계를 검출하는 것은 거의 불가능하다. 또한, X-ray 영상에서 잇몸이 시작되는 주변의 픽셀값은 그 변화도가 매우 미세하여 전역 임계치(global threshold value)를 이용하는 기존의 영역 분리 방법으로는 변화부위의 검출이 매우 어렵다.

그리고 자연치아에서 참고 필름을 이용하는 방법의 경우 X-ray 영상 전체에 대한 단순한 차영상을 구함으로써 촬영 조건에 따른 방위와 위치의 변화에 따른 오류 가능성이 높다. 즉, X-ray 필름의 촬영 당시, 약간의 움직임이나 촬영기기의 상태로 인한 차정보가 발생한다. 에지 연산자를 이용하는 방법은 이러한 문제점을 해결하기 위해 입력되는 두 영상에서 에지를 검출한 후, 두 에지 영상의 차정보가 최소가 되도록 영상 전체에 대해 위치와 방위에 대한 변환을 수행하지만, 정확한 정합(matching)을 위한 위치변화와 방위변화에 따른 계산량이 많으며, 전역적인 템플릿 매칭(global template matching) 방법으로 인한 정합의 어려움이 있다. 즉, 왜곡현상(distortion)이 있는 큰 패턴인 영상 전체를 정합할 경우 정확한 정합점(matching point)을 찾기 어렵고, 찾는다 고 할지라도 중심에서 멀어질수록 왜곡에 의한 오차가 커지는 문제점이 있다.

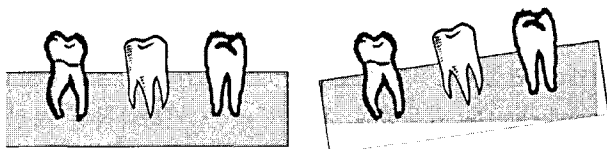
따라서 본 논문에서는 이와 같은 문제점들을 최소화하기 위해 치과용 디지털 X-ray 영상에서의 주 관심대상이 되는 치주염이나 질환과 같은 미세변화가 특정 부위에 한정되어 나타난다는 도메인 지식(domain knowledge)를 활용하여 치아가 갖는 기하학적인 특징을 감안한 기하학적 분석을 통하여 가능지역을 추출하여 작은 관심영역(ROI; Region Of Interest)을 설정하고, 추출된 관심영역을 기준으로 다중 템플릿 매칭(multi template matching)을 이용한 정확한 정합 방안을 제시한다. 또한 디지털 치아 영상에서의 픽셀값 변화가 미세한 점을 고려하여 이를 해결할 수 있는 환부 분할 방법을 제안한다.

### II. 제안된 미세변화 검출방안

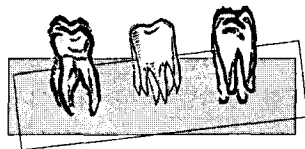
시간차를 두고 촬영된 두 영상의 경우, 어느 정도의 촬영대상 고정이 이루어진다 하더라도 현실적으로 두 영상은 약간의 움직임에 의한 위치변화나 회전차를 갖게 된다. 이러한 회전차나 위치변화를 조정하여 두 영상을 정확히 매칭하기 위한 방법이 영상 정렬(image alignment)이다.

이러한 방법은 전체 영상을 대상으로 수행하기 때문에 왜곡이 존재하는 영상 전체에서 정합되는 중심에서 멀어질수록 오차가 커지는 문제점이 있으며, 또한 위치변화와 방위 변화에 따른 계산량이 증대되는 문제점을 가지고 있다. 그림 1은 전체적인 전역 템플릿을 이용한 정합 방법의 예로 전체적으로 정확한 정합점을 찾기 어렵고, 정합점을 찾는다 할지라도 정합점의 중심에서 멀어질수록 오차가 커지기 때문에 영상 정렬 후 미세변화 검출이 매우 어렵다. 또한 이러한 정합점을 찾기 위한 방위와 위치 변화에 따른 계산량도 영상의 크기에 비례하여 매우 크다.

또 다른 문제점은 영상 정렬 후 치주염과 같은 치아 주위의 미세변화를 검출하기 위한 X-ray 영상 내에서의 골조직이 시작되는 위치 즉 잇몸의 시작위치가 존재하는 영역에서는 픽셀값이 아주 미세하게 변화하므로 주위 픽셀들과의 상대적으로 큰 픽셀값의 차이를 이용하여 영역에 대한 분리를 수행하는 기존 영상 분석 알고리즘으로는 원하는 위치 정보를 획득하기가 어렵다. 그림 2는 이러한 예로, 그림에서 보듯이 실제 변화부위 보다는 입력환경의 변화로 인해 나타나는 잡음영역이



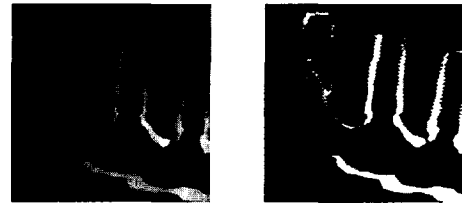
(a) 시간차를 두고 촬영된 두 장의 영상 예



(b) 전체적인 정합을 통한 영상 정렬 예

그림 1. 전체적인 정합의 문제점

Fig. 1. Problem of general matching using global template.



(a) 차영상 및 임계화된 영상 (인공치아)



(b) 차영상 및 임계화된 영상 (자연치아)

그림 2. 미세변화 검출의 어려움

Fig. 2. Difficulty in detecting marginal bone destructions.

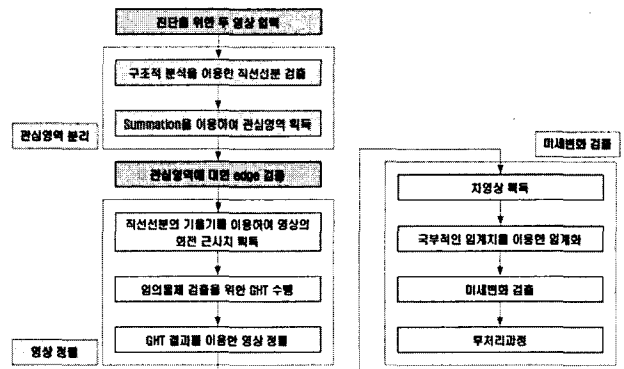


그림 3. 제안된 방법

Fig. 3. Proposed algorithm.

더욱 확실하게 나타난다.

따라서 본 논문에서는 이러한 문제점을 해결하기 위해 그림 3과 같은 방법을 제안한다. 제안된 방법은 치아 주위의 질환이 특정부위에 한정되어 나타난다는 도메인 지식과 치아의 기하학적 분석을 통하여 큰 패턴의 영상에서 가능지역을 추출하여 작은 관심영역들을 설정하고, 작은 패턴들을 중심으로 다중 템플릿 방식의 정확한 정합을 수행하며, 미세한 변화를 검출하기 위한 환부 분할 방법을 제안한다.

#### 1. 관심영역 분리

치과용 방사선 영상에서 가장 중요한 의미를 갖는 부분은 치아 주위의 잇몸이다. 즉, 위치 판단의 기준이 될 수 있는 치아의 검출이 가장 먼저 선행된다. 치아의 검출은 치아를 특징지을 수 있는 직선선분의 추출로부터

시작된다. 직선선분은 치아 사이에 존재하는 잇몸의 좌, 우 범위 및 치아에 대한 위치 정보를 포함하게 되고 이러한 정보를 기반으로 잇몸영역에 대한 누적 기법을 적용하여 잇몸의 시작위치를 획득하게 하는 기본 정보가 된다.

가. 인공치아의 직선선분 검출

인공치아의 직선선분은 대부분 수직적인 형태를 지니고 있다. 그러므로 먼저 대상영상에 대해 수평적인 스캔 라인(scan line)을 이용하여 X 프로파일(X-profile) 값을 얻고, 이 X 프로파일에 대해 픽셀값의 변화량을 측정하여 그 변화량이 가장 큰 위치를 인공치아의 외곽 위치로 정의한다. 이와 같이 다수의 X 프로파일을 이용하여 인공치아의 다수의 외곽점을 획득하고, 이 획득된 각 점을 연결함으로써 인공치아에 대한 직선선분을 찾아낼 수 있다.

이때, 잇몸에서 인공치아로의 픽셀값 변화량이 크지 못한 경우가 발생하기 때문에 식 1과 같이 한 직선의 X 프로파일이 아닌 상하 2픽셀의 값을 누적하는, 즉 5픽셀의 누적값을 하나의 X 프로파일 값으로 함으로써 그 변화값을 크게 하여 이와 같은 문제를 해결할 수 있다.

$$sum_{x_i} = \sum_{n=-2}^2 I(x_i, y_{i+n}) \tag{1}$$

여기서  $sum_{x_i}$ 는 X 프로파일 값의 합이고,  $I(x, y)$ 는 입력영상의 픽셀값이다.

그림 4는 이와 같이 1라인의 X 프로파일 값이 아닌 상하 총 5픽셀의 X 프로파일 값을 사용하여 그 변화량을 크게 한 예이다. 이와 같은 과정을 약 15픽셀 상하간격으로 하여 6개의 X 프로파일을 획득하고 이에 대한 픽셀 변화량을 측정한 뒤, 각각의 변화량의 최고값과 최저값을 획득하여 인공치아에 대한 직선선분을 획득할 수 있는 정보로 이용한다.



(a) 1 라인 X 프로파일 (b) 5 라인 X 프로파일

그림 4. 누적을 이용한 픽셀값 변화도  
Fig. 4. Change the value of pixels using summation.

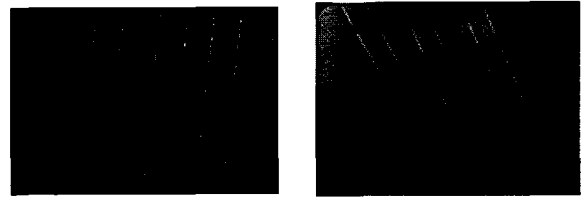


그림 5. 인공치아의 직선 선분 검출  
Fig. 5. Detection of straight segment in implant.

6개의 픽셀 각각을 지나는 직선에 대한 기울기를 획득한 뒤, 그 평균 기울기를 구하고 그 기울기와 한 점을 이용하면 그림 5와 같은 인공치아에 대한 직선선분을 구할 수 있다.

$$\Delta = \frac{1}{6} \sum_{i=0}^5 \left( \frac{y_i - y_{i+1}}{x_i - x_{i+1}} \right) \tag{2}$$

여기서  $\Delta$ 은 경사각이고,  $(x_i, y_i)$ 는 각각의 픽셀 좌표값이다.

나. 자연치아의 직선선분 검출

자연치아의 경우에는 인공치아와는 달리 잇몸에서의 변화량이 매우 미세하여 X 프로파일 값으로는 검출이 매우 어렵다. 따라서 이러한 문제점을 해결하기 위해 본 논문에서는 자연치아를 특징지을 수 있는 치아의 외곽선을 먼저 검출하고, 검출된 외곽선 정보를 이용하여 직선선분을 검출한다.

본 논문에서는 정확한 치아 경계 검출을 위해 캐니 에지 검출 알고리즘(Canny edge detection algorithm)<sup>[12]</sup>을 이용한다. 제안된 방법은 치아의 경계를 검출하기 위해 히스테리시스(Hysteresis) 임계화를 사용한다. 먼저 낮은 임계치를 이용하여 치아의 경계 일부분을 검출하고 높은 임계치를 바탕으로 낮은 임계치에 의해 생성된 에지들로부터 에지를 검출한다. 이때 연결되는 에지는 낮은 임계치를 이용하여 검출된 에지 세그먼트의 정보를 이용하여 그 수를 제한함으로써 에지 검출이 과도

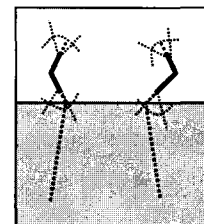
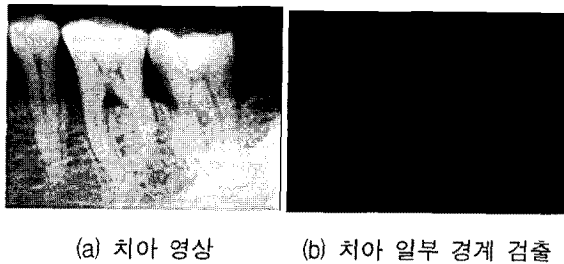
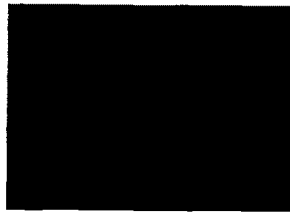


그림 6. 치아의 경계 검출 방안  
Fig. 6. How to detect the contour of teeth.



(a) 치아 영상 (b) 치아 일부 경계 검출



(c) 치아의 경계 검출

그림 7. 치아의 경계 검출 결과

Fig. 7. Results of detecting the contour of teeth.

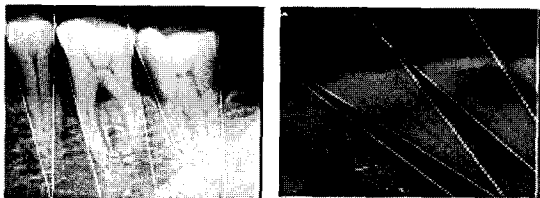


그림 8. 치아의 직선선분 검출

Fig. 8. Detecting of the straight segment of teeth.

하게 연결되는 것을 막는다. 즉, 치아는 일반적으로 수직형태가 강하게 나타나고 경사(gradient magnitude)도 일정 방향으로 나타난다. 따라서 이러한 치아의 기하학적 분석을 이용하여 그림 6과 같이 일정 범위내에 있는 에지를 선택하게 되고, 그림 7과 같이 치아의 경계를 검출하게 된다.

이와 같이 검출된 경계에 식 (3)과 같이 기울기를 구하고, 한 점을 이용하면 그림 8과 같이 치아에 대한 직선선분을 검출할 수 있다.

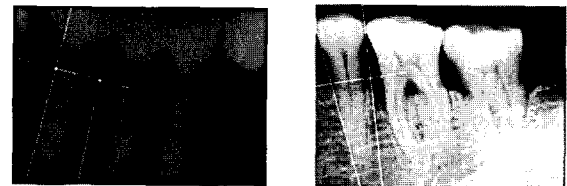
$$\Delta = \frac{1}{n} \sum \left( \frac{y_i - y_{i+1}}{x_i - x_{i+1}} \times f_{weight}(w_i) \right) \quad (3)$$

여기서  $\Delta$ 는 직선의 기울기이고,  $(x_i, y_i)$ 는 획득된 좌표이며,  $f_{weight}(w_i)$ 는 기울기에 대한 가중치이다. 가중치는 치아의 경계에 대한 정확한 라인 피팅을 위한 값으로 치아 경계 정보 검출시 때로는 치아의 잇몸부위에 있는 치아의 경계 픽셀값이 주위 잇몸의 픽셀값과 매우 유사하여 경계 검출이 어려울 때가 발생한다. 이 경우에는 경계 정보를 바탕으로 수행되는 라인 피팅

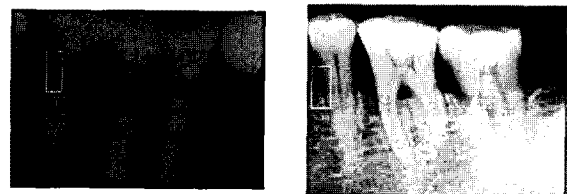
(line fitting)이 부정확하게 될 경우가 있기 때문에 치아의 경계 정보 중 관심영역 설정에 중요한 것은 잇몸이 시작되는 부위, 즉 치아의 아랫부분이라는 점을 감안하여 라인 피팅시에 아랫부분에 대한 에지 픽셀에 가중치를 높게 설정하여 잇몸의 시작위치를 정확하게 검출할 수 있도록 하였다.

#### 다. 관심영역 분리

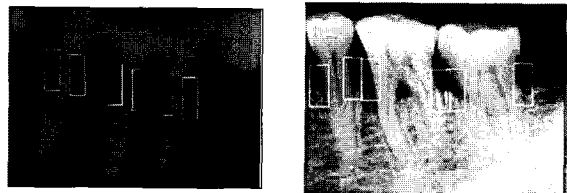
치과용 디지털 X-ray 영상에서 잇몸이 시작되는 주변의 픽셀값은 그 변화도가 매우 미세하여 기존의 영상 처리 기법으로 그 위치를 검출할 수 있는 정보를 얻어내는 것이 매우 어렵다. 따라서 본 논문에서는 미세한 차를 더 크게 함으로써 영역분리에 대한 정보를 획득할 수 있는 누적(summation) 기법을 제안한다. 누적 기법의 주목적은 잇몸의 시작위치를 구별함으로써 관심영역을 획득하는 것으로, 좀 더 신뢰성 있는 결과를 갖기 위해서는 영상이 회전되었을 경우 회전 기울기에 맞추어 누적기법을 수행하는 것이다. 이를 위해 본 논문에서는 획득된 직선선분을 이용하여 치아 직선에 대한 중간직선을 획득하고, 중간직선에 수직으로 교차하는 직선의 기울기를 계산하여 중간 직선의 각 점을 이동하면서 수직 선분에 해당하는 위치의 픽셀값만을 누적하였다.



(a) 최초의 관심영역 위치 결정



(b) 최초 관심영역 분리



(c) 관심영역 분리

그림 9. 인공치아 및 자연치아의 관심영역 분리  
Fig. 9. Identification of ROI in implant and teeth.

찾고자 하는 잇몸의 시작영역은 누적평균값 이하인 곳에서 나타나므로 평균이하인 곳을 1차원 스무딩(smoothing)을 수행하면 누적값은 잇몸의 시작위치에서 증가하는데, 이 위치를 잇몸의 시작위치로 한 뒤, 이 정보와 직선선분을 이용하여 그림 9와 같이 관심영역을 분리한다. 이와 같은 과정은 모든 치아에 대한 부분영상이 획득될 때까지 수행된다.

2. 영상 정렬

영상 정렬은 두 영상의 신뢰성 있는 차정보를 얻기 위한 중요한 절차로 실제 시간차를 두고 촬영된 두 영상내의 구조물이 약간의 위치 및 방위의 차를 가짐으로 이를 조절하여 정확히 정합하는 것을 목적으로 한다.

본 논문에서는 영상 정렬의 가능성을 줄여 정렬 속도를 높이기 위해서 이미 계산된 치아의 경계선 정보가 이용된다. 치아의 경계선 정보는 비교적 정확한 치아의 방위(orientation)와 위치(position) 정보를 제공함으로 두 영상의 정렬시 계산 수를 현저히 줄일 수 있다. 본 연구에서는 계산된 두영상에서 치아의 방위와 오차범위를 이용한 임의물체 검출을 위한 GHT<sup>[13]</sup> 기반 영상 정합 방법을 이용한다.

제안된 영상 정렬 방법은 먼저 첫번째 영상(모델영상)의 관심영역에서 에지를 구하여 참고 패턴을 생성하고 두번째 영상(비교영상)에서 GHT를 이용하여 정합을 수행한다. 이때 누산기의 범위를 계산된 위치와 방위, 그리고 계산된 값의 오차 범위를 이용하여 한정함으로써 연산 시간의 단축과 정확성을 높일 수 있다.

영상 정렬 과정에서 회전 변화를 수용하기 위해서 회

전을 수행할 경우, 그림 10과 같이 큰 패턴의 단일 템플릿에 대한 회전시에는 정확한 정합이 어렵고, 정합을 하더라도 중심에서 멀어질수록 오차 범위가 커지게 되는 문제점이 발생한다. 그러나 패턴이 작을 경우에는 정확한 매칭이 가능하며, 또한 치아 영상에서 주요 관심대상이 되는 질환 부위인 환부 영역만을 대상으로 다중 템플릿 매칭 방법을 적용하기 때문에 정확한 정렬이 가능하며, 계산량에서도 확연한 차이가 나타난다.

제안된 방법은 GHT의 반복 수행 횟수 감소를 위한 회전 비교 범위의 축소와 촬영면 회전에 따른 좌우측 두께에 대한 크기 조정에 대한 사항을 고려하기 위해 이미 획득된 직선선분을 이용한다. 즉, 획득된 직선선분의 기울기 차에 일정 범위를 정하여 그 범위 내에서 회전을 수행하게 되므로 각 관심영역별로 회전 변화에 대한 내용을 독립적으로 적용될 수 있기 때문에 보다 정확한 정합이 가능하다.

3. 미세변화 검출

관심영역의 정렬이 완료되면 두 영상간의 변화를 나타내는 차영상을 구하게된다. 차영상은 식 (4)와 같이 정렬된 영상의 차의 절대값을 취한 것이다.

$$sub(x,y)_{ROI} = |ROI_{input1}(x,y) - ROI_{input2}(x,y)| \tag{4}$$

여기서  $(x,y)$ 는 영상에서의 각 좌표를 의미하여,  $ROI_{input1}(x,y)$ 는 첫번째 입력영상에서 분리된 관심영역이고,  $ROI_{input2}(x,y)$ 는 두번째 입력영상에서의 대응되는 관심영역이다.

변화가 생긴 부위는 차영상에서 높은 값을 갖게 된다. 그러나 치아 주위 미세변화가 존재하는 부위가 X-ray 영상에서 어둡게 나타나기 때문에 차영상에서도 변화가 작게 된다. 따라서 일반적인 임계화 방법으로 차영상에서 잇몸주위의 미세변화 부위를 분리하는 것은 거의 불가능하다. 즉, 기존의 방법들과 같이 단순히 하나의 전역 임계치를 사용하여 임계화할 경우, 실제 미세변화보다는 주위의 오류정보를 더욱 뚜렷이 검출하는 문제점이 발생된다. 따라서 이러한 문제점을 해결하기 위해 본 논문에서는 분리된 각 관심영역별로 차영상을 획득하고, 획득된 각 차영상마다 각관심영역의 상태를 반영할 수 있는 다중 템플릿 방안의 국부적인 임계화 방안을 제안한다.

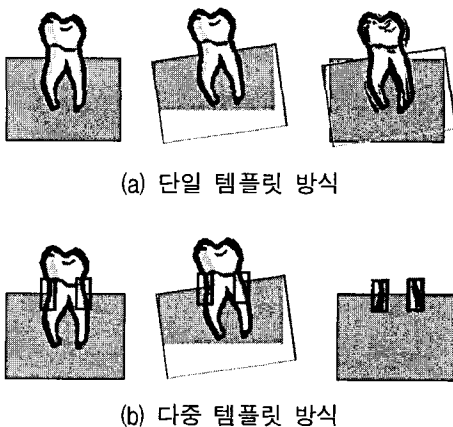


그림 10. 패턴 크기에 따른 정합의 차이  
Fig. 10. Difference of template matching according to the size of pattern.

제안된 방법은 치아구조 분석과정에서 구해진 근사적인 잇몸 경계 정보를 바탕으로 배경과 잇몸을 분리하기 위한 국부적인 임계치를 계산한다. 현 영상에서의 배경과 잇몸 밝기 정보에 근거한 임계치를 사용함으로써 미세한 변화를 갖는 주위염 부위를 검출할 수 있다. 이렇게 얻어진 임계치는 식 (5)와 같이 얻어진 차영상에 적용되어 임계화된다.

$$g(x,y) = \begin{cases} 1 & \text{if } sub_{ROI}(x,y) > T \\ 0 & \text{if } sub_{ROI}(x,y) \leq T \end{cases} \quad (5)$$

여기서,  $sub_{ROI}(x,y)$ 는 관심영역에서 얻어진 차영상이고,  $T$ 는 계산된 국부적인 임계치,  $g(x,y)$ 는 임계화된 영상이다.

기하학적 정보를 바탕으로 하는 탐색 영역의 제한과 임계치 결정은 주위염 부위에 적용되므로 영상 전체를 대상으로 하는 전역 임계값을 사용하는 방법과는 달리 불필요한 계산을 줄일 수 있고, 존재 불가능한 영역에서의 주위염 검출 보고를 방지할 수 있다. 이렇게 분리된 주위염 영역은 유사 영역은 병합(merge)되고, 영역에서의 픽셀들은 레이블링 되어 면적과 둘레가 계산되고 그 결과가 정량적으로 수치화되어 표시된다.

### III. 결과 및 분석

본 논문에서 제안된 방법은 치과용 의료시스템 (Dental PACS)에서 사용하기 위해 개발된 방법이기 때문에 저가의 PC와 보편적으로 사용되고 있는 운영체제인 윈도우즈 2000을 이용하여 구현하였다. 알고리즘 구현에 사용된 개발도구 MTES<sup>[14~15]</sup>는 영상처리 알고리

표 1. 알고리즘 수행속도  
Table 1. The algorithm performance.

영상정보	수행시간(초)			
	인공치아미세 변화검출방법	자연치아미세 변화검출방법	에지기반 영상정렬[6]	크기조절기반 영상정렬[7]
450×670	1.918	1.612	5.982	4.276
450×670	2.023	1.804	6.034	5.931
670×540	2.313	2.015	9.237	6.184
670×540	1.603	2.317	9.854	7.092
512×768	-	1.914	7.915	5.482
602×455	-	1.962	8.812	5.691
632×428	-	2.212	9.004	7.983
612×430	-	2.003	8.904	8.012
전체평균	1.964	1.980	8.218	6.333

즘 개발 도구이다.

제안된 방법을 15명의 인공치아 시술환자에게서 얻은 인공치아의 X-ray 영상과 8명의 치주환자에게서 얻은 자연치아의 X-ray 영상을 대상으로 실험하였다.

표 1에서 보듯이 제안된 방법이 기존의 영상정렬 방법보다 더욱 신속하게 수행되었다. 제안된 방법이 상대적으로 빠른 수행속도를 보이는 것은 기존의 방법들<sup>[6~11]</sup>이 영상 전체를 대상으로 수행하기 때문에 전체 영상의 크기에 검출 시간이 비례적으로 증가하는 반면, 제안된 방법은 일정 크기의 관심영역을 분리한 후 작은 크기의 관심영역만을 대상으로 수행하기 때문이다.

영상정렬의 정확성을 비교하기 위해 식 (6)과 같이 RMS(Root Mean Square difference or error)<sup>[6]</sup>를 이용한다. RMS는 두 영상간의 밝기차(intensity difference)를 이용하여 영상정렬의 정확성을 측정하는 방법으로 완전한 정렬이 수행되었을 경우 그 값은 0이 된다.

$$RMS = \frac{\sqrt{\sum_{j=1}^M (I_j^1 - I_j^2)^2}}{M} \quad (6)$$

여기서  $I^1, I^2$ 는 입력되는 두 영상이며,  $M$ 은 전체 픽셀수를 의미한다. 10명의 치주 질환자로부터 얻은 치아 영상을 대상으로 영상정렬의 정확성을 측정한 결과 그림 11과 같이 제안된 방법이 기존의 방법에 비해 더욱 정확한 결과를 얻을 수 있었다.

이것은 기존의 방법들<sup>[6~11]</sup>이 영상 전체를 대상으로 영상 정렬을 수행하기 때문에 X-ray 영상 촬영시 피사체에 대한 방사선의 중심방사선 (central beam)의 입체기하학적 각도, 환자의 자세 등 입력환경의 변이성으로

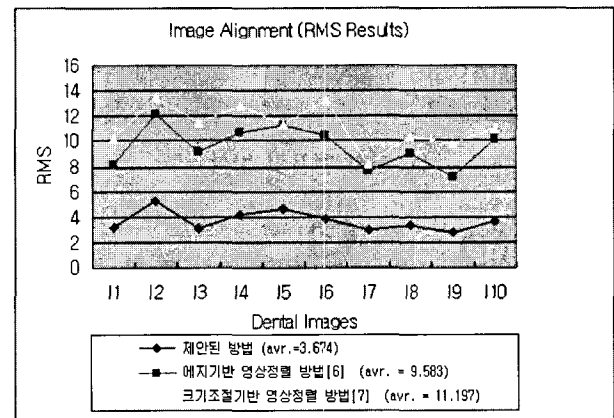


그림 11. 영상정렬 RMS의 비교 결과  
Fig. 11. Comparison of image alignment using RMS.

표 2. 테스트 데이터 정보  
Table 2. Test data.

환자	인공치아 환자					자연치아 환자				
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
해상도	574	405	401	572	496	475	584	577	661	577
	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
손실정도 (pixels)	429	369	388	378	433	405	240	311	388	378

인해 발생하는 차이로 인해 정확한 정합점을 찾는 것이 매우 어려운 반면, 제안된 방법은 법랑-백아 경계면 (cemento-enamel junction)이나 수복물의 변연부 (crown margin)를 기준으로 한 변연 치조골(marginal alveolar bone)의 상대적 위치를 판별하여 관심영역을 분리하고 이를 대상으로 영상 정렬을 수행하기 때문에 상대적으로 작은 크기의 영역을 대상으로 하여 정확성을 향상시킬 수 있었기 때문이다. 이에 반해, 기존의 방법의 경우 환부영역이외의 영역에서도 발생하는 차정보는 제외하였다. 만약 이를 포함할 경우에는 그 오류가 더욱 커지게 된다.

실제 치과용 디지털 방사선 영상에서 발생될 수 있는 미세변화에 대한 테스트 영상을 얻기 위해 10명의 치과 환자에게서 얻은 두 장의 영상 셋(set)에 대해 치아 좌우 골흡수 지점, 즉 환부 영역 내에서 실제 영상과 유사한 프로파일을 가지는 미세 변화를 생성하고, 이를 제안된 방법과 기존 방법으로 테스트를 수행하였다.

표 2는 생성된 테스트에 대한 정보이고, 제안된 방법과 기존방법과의 미세변화 검출의 정확성을 비교하기 위해 식 (7)을 사용하였다. 이 식은 최종적으로 미세변화로 검출된 전체 픽셀 수와 실제 변화로 발생하는 픽셀 수와의 비로 정확성이 완벽한 경우는 0이 된다.

$$Ratio = \frac{M_{DTP} - C_{DTP}}{M_{DTP}} \quad (7)$$

여기서,  $M_{DTP}$ 는 검출된 전체 픽셀수이며,  $C_{DTP}$ 는 실제 변화 부위에서 검출된 픽셀수 이다.

그림 12는 미세변화 검출율에 대해 기존 방법들과 제안된 방법들을 비교한 결과로, 제안된 방법이 기존 방법들에 비해 상당히 높은 정확성을 가진다. 이처럼 제안된 방법이 기존 방법들에 비해 상대적으로 높은 정확성을 가지는 이유는 기존 방법들이 영상의 전체적인 정합과 전역적인 임계치를 사용하므로 실제 골조직의 변화보다 주위 잡음의 변화가 더 크게 검출되므로 실제 환부의 이상 여부보다는 잡음 영역이 상대적으로 크게

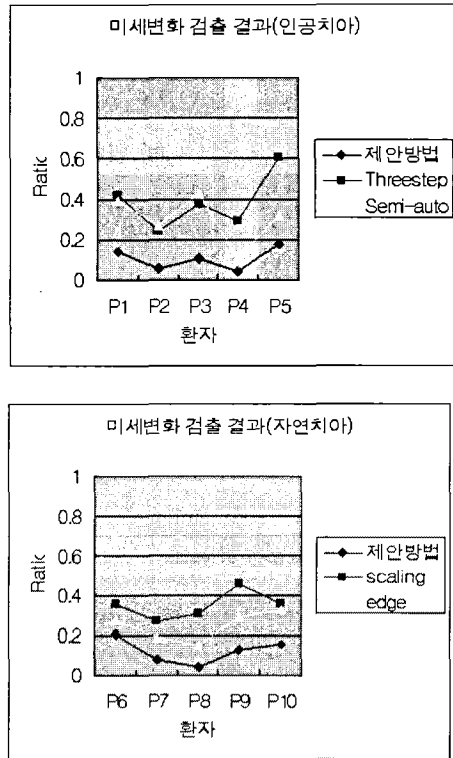


그림 12. 미세변화 검출 비교 결과  
Fig. 12. Comparison of detection of marginal bone destructions.

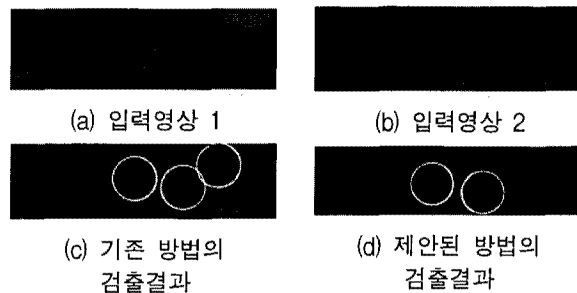


그림 13. 미세변화 검출 결과 (인공치아)  
Fig. 13. Result of detecting marginal bone destructions (implant).

나타나는데 반해, 제안된 방법은 관심영역만을 대상으로 하고 국부적인 임계치를 이용하므로 기존의 방법에 비해 치아 주위의 미세변화만을 정확하게 분리할 수 있기 때문이다.

그림 13과 그림 14는 미세변화 검출 결과 영상이다. 그림 13은 인공치아 주위의 미세변화 검출 결과 영상의 한 예로 실제 픽셀 변화량은 좌우 각각 20과 40이다. 검출된 픽셀은 제안된 방법이 각각 21과 42, 기존 방법의 경우는 49와 51로 임상적으로 예측력 추정에 필요한 부위의 미세변화를 보여줌으로서 기존방법에 비해 높은



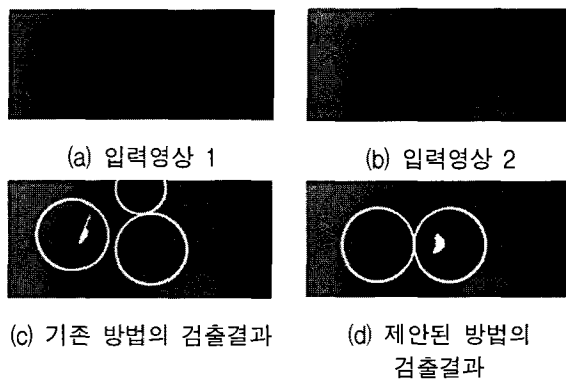


그림 14. 미세변화 검출 결과 (자연치아)

Fig. 14. Result of detecting marginal bone destructions (teeth).

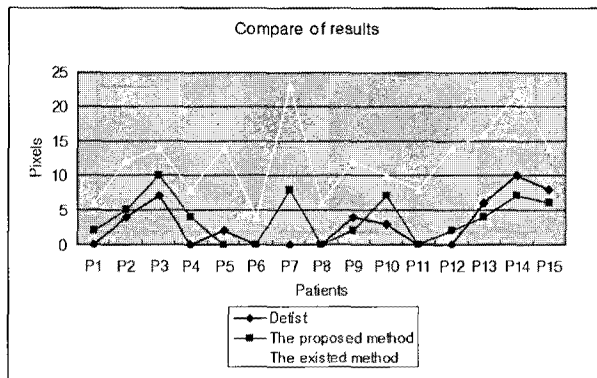


그림 15. 미세변화 검출 측정 비교

Fig. 15. Comparative measurement of detection of marginal bone destructions.

재현성과 정확성을 제공하였다.

그림 14는 자연치아의 경우에 치주질환으로 발생한 변연치조골의 미세변화를 측정된 결과 영상으로, 실제 픽셀 변화량은 좌우 각각 20과 50이고 검출된 픽셀은 제안된 방법이 각각 19와 50, 기존 방법의 경우는 32와 101으로 인공치아의 영상대상과 마찬가지로 높은 재현성과 정확성을 제공하였다.

그러므로 제안된 방법이 기존 방법의 단일 템플릿 방식의 전역 임계화 보다 훨씬 좋은 결과를 제공함을 알 수 있다.

그림 15는 15명의 환자 데이터 셋에서 3명의 치과 의사에 의해 측정된 결과의 평균값과 제안된 방법, 그리고 기존 방법 중 에지 기반 정렬방법으로 수행된 검출 결과로, 그림에서 보듯이 치과 의사가 측정된 변화량과 제안된 방법이 유사함을 알 수 있다.

이에 대해 세 집단, 즉 치과 의사가 측정된 방법, 제안된 방법, 그리고 기존의 방법 간의 통계적인 검증을 분

석하기 위해 비모수방법을 이용하여 세 집단간의 분포의 동일성을 검정하는 Kruscal-Wallis 검정 방법<sup>[16]</sup>을 이용하였고, 두 집단간 즉, 치과 의사가 측정된 방법과 기존 방법, 그리고 치과 의사가 측정된 방법과 제안된 방법, 그리고 기존 방법과 제안된 방법 간의 차이를 분석하기 위해 Fisher's PLSD와 Scheffe 검정 방법<sup>[17]</sup>을 이용하였다. 또한, 차이에 대한 상관관계를 분석하기 위해 Spearman Rank Correlation 분석<sup>[18]</sup>을 통해 치과 의사가 측정된 방법과 제안된 방법간의 일치도를 측정하였다.

측정결과, 치과 의사가 측정된 방법과 제안된 방법의 경우 유의수준 0.05보다 p-Value가 큰 유의확률 ( $p\text{-Value} > 0.05$ )이 계산됨으로 차이가 없다는 귀무가설을 채택하였고, 치과 의사가 측정된 방법과 기존 방법의 경우에는 유의수준 0.05보다  $p\text{-Value} (< 0.0001)$ 가 작으므로 두 방법 간의 차이가 없다는 귀무가설을 기각하여 차이가 있음을 보여주었다. 또한, 치과 의사가 측정된 방법과 제안된 방법이 얼마간의 상관관계를 가지는지를 분석한 경우 유의수준 0.05보다  $p\text{-Value} (p\text{-Value} = 0.0005)$ 가 작으므로 두 방법 간의 상관관계가 없다는 귀무가설을 기각하여 관계가 있음을 보여주고 있으며, 일치성 ( $Rho = 0.929$ )은 약 81% 정도이다.

#### IV. 결론

본 논문에서는 치과용 의료시스템에서 필요로 하는 치과용 디지털 X-ray 영상을 대상으로 하는 시계열 분석(subtraction radiography) 방법을 기반으로 하여 시간에 경과함에 따라 발생하는 치아 주위의 미세 변화를 검출하는 방안을 제안하였다. 제안된 방법은 크게 인공치아와 자연치아로 구분된다.

제안된 방법은 기존의 연구 방법들이 가지는 문제점인 영상 전체를 대상으로 하는 영상정렬 및 차정보 검출, 영상정렬을 위한 처리 속도, 그로 인해 발생하는 뚜렷한 오류 정보 등의 문제점을 해결하여 결과의 정확성 및 객관성을 보여 주었다. 특히, 실제 환부의 이상에 의해 발생할 수 있는 정보 이외에도 입력 환경의 변화나 촬영기기의 프로젝션 방향 및 주변 환경 등에 의한 잘못된 차정보가 표시되는 기존 방법의 문제점을 관심영역만을 대상으로 하여 해결하였다.

또한, 기존의 전역적인 임계화를 이용한 방법으로 해결할 수 없었던 미세변화 영역 분리 과정에서 다중 템

플릿을 이용하여 국부적인 임계치를 계산하여 각 관심 영역별로 각각 지역적인 특성을 반영하여 임계화 함으로써 기존의 문제점을 해결할 수 있었다.

실험결과에서 보듯이, 제안된 방법은 수행 속도면에서도 전체 영상을 대상으로 수행하는 방법보다 훨씬 빠르고 정확한 처리 결과를 보여주었으며, 치아의 기하학적 분석을 통하여 기존의 영상 전체를 대상으로 하는 방법의 문제점을 해결하였고, 치아 영상에서 주된 환부 영역, 즉 관심영역만을 대상으로 영상 정렬을 수행하여 정확한 정렬을 보여주었다. 또한, 전역 임계화의 문제점을 해결하기 위해 국부적인 임계치를 각 관심영역별로 설정하여 각각 적용함으로써 각 관심영역의 상태를 반영하여 정확한 미세변화 영역을 검출할 수 있었다. 또한, 치과 의사가 측정 한 결과와 제안된 방법, 그리고 기존의 방법들에 대한 결과 분석을 통해 제안된 방법의 효율성 및 정확성을 입증하였다.

### 참 고 문 헌

- [1] Compend Contin Educ Dent, "Computerized Image Analysis in Density: Present Status and Future Application", Vol.XIII, No.11
- [2] TM Lehmann, H-G Grondahl and DK Benn, "Computer-based Registration for Digital Subtraction in Dental Radiography", Dentomaxillofacial Radiology (2000) 29, p.323-346, 2000.
- [3] Glenn F. Knoll, "Radiation Detection and Measurement", Wiley, 1988.
- [4] Yonghak Ahn, Oksam Chae, "Automatic Subtraction Radiography Algorithm for Detection of Periodontal Disease in Internet Environment", ICCSA2005, Springer, LNCS3481, pp.732-740, 2005.
- [5] 안용학, 이정현, 채옥삼, "관심영역을 이용한 치과용 방사선 영상에서의 자연치아 주위 미세변화 검출에 관한 연구", 대한전자공학회논문지 제41권 SP 편 제6호, p.73-80, 2004
- [6] DC Yoon, "A New Method for The Automated Alignment of Dental Radiography" Dentomacillofacial Radiography 29, pp.11-19, 2000.
- [7] Paul F. van der Stelt, Wil G.M.Geraets, "Computer-Aided Interpretation and Quantification of Angular Periodontal Bone Defects on Dental Radiographs", IEEE Transactions on Biomedical, Engineering, Vol.38, No.4, pp.334-338, April 1991.
- [8] C.C. Leung, P.C.K. Kwok, K.Y.Zee, F.H.Y. Chan, "Estimation of The Gray Level Variations in Soft and Hard Peri-Implant Tissue from X-ray Images", 19th International Conference IEEE/EMBS, pp.802-804, 1997.
- [9] Bernard Imbert, Jean Meunier, Aldo Camarda and Roni Berbari, "A System for Osseointegration Quantification in Oral Implantology", IEEE/EBMBS and CMBEC Theme 2 : Imaging, pp.425-426, 1995.
- [10] H.G. Grondahl, K. Grondahl, R.L. Webber, "A Digital Subtraction Technique for Dental Radiography", Oral Surg., Vol.55, No.1, pp.96-102, January, 1983.
- [11] Paul F. van der Stelt, Wil G.M.Geraets, "Computer-Aided Interpretation and Quantification of Angular Periodontal Bone Defects on Dental Radiographs", IEEE Transactions on Biomedical, Engineering, Vol.38, No.4, pp.334-338, April 1991.
- [12] J.Canny, "A Computational Approach to Edge Detection", IEEE Transactions on PAMI, 8-6, pp.679-698, 1986.
- [13] OK SAM CHAE . "Specialized Parallel Structure For VLSI Implementation of the Hough Transform for Arbitrary Shape Detection", Oklahoma State University, Ph.D., 1982.
- [14] Ok-sam Chae, Jung-hun Lee, Young-hyun Ha, "Integrated Image Processing Environment for Teaching and Research", Proceedings of IWIE2002, International Workshop on Informations & Electrical Engineering, 2002.
- [15] 이정현, 안용학, 채옥삼, "효율적인 영상처리 교육을 위한 통합 환경 개발에 관한 연구", 대한전자공학회논문지 제41권 SP 편 제6호, p.73-80, 2004
- [16] William H. Kruskal and W. Allen Wallis, "Use of Ranks in One-Criterion Variance Aanalysis", Journal of the American Statistical Association, 47 (260), 583 - 621, 1952.
- [17] Morris L. Eaton, "Some Remarks on Scheffe's Solution to the Behrens-Fisher Problem", Journal of the American Statistical Association, 64 (328), 1318-1322, 1969.
- [18] C. Spearman, "The Proof and Measurement of Association between Two Things", Amer. J. Psychol 15 72 - 101, 1904.

## — 저 자 소 개 —



안 용 학(정회원)

1991년 순천향대학교 전산학과  
학사 졸업.

1997년 경희대학교 전자계산  
공학과 석사 졸업.

2000년~2004년 송호대학 정보산  
업계열 교수

2005년 경희대학교 전자계산공학과 박사 졸업.

2006년~2008년 가톨릭대학교 컴퓨터정보공학부  
교수

2010년 현재 세종대학교 컴퓨터공학과 교수

<주관심분야 : 컴퓨터비전, DIP, 멀티미디어>



채 옥 삼(정회원)-교신저자

1977년 인하대학교 전자공학과  
학사 졸업.

1982년 오클라호마주립대학교  
전기및컴퓨터공학과  
석사 졸업.

1986년 오클라호마주립대학교 전기및컴퓨터  
공학과 박사 졸업.

1986년~1988년 Texas Instrument Image  
Processing Lab. 선임연구원

1988년~현재 경희대학교 컴퓨터공학과 교수

<주관심분야 : 컴퓨터비전, 멀티미디어데이터처  
리, 영상처리, 신호처리>