

논문 2004-41SP-6-9

# 관심영역을 이용한 치과용 방사선 영상에서의 자연치아 주위 미세변화 검출에 관한 연구

(Periosteal Disease Detection in Dental Radiography  
by ROI segment)

안 용 학\*, 이 정 현\*\*, 채 옥 삼\*\*\*

(Yonhak Ahn, Junghun Lee, and Oksam Chae)

## 요 약

본 연구에서는 자연치아 주위 골조직의 미세 변화를 검출하는 의료영상처리 기술에 대한 방안을 제안한다. 제안된 방법은 먼저, 입력되는 두장의 디지털 방사선 영상에서 자연치아의 형태 분석을 통하여 자연치아의 외곽선 및 직선선분을 검출하고, 검출된 외곽선 및 직선선분을 이용하여 예상되는 환부영역(관심영역)을 분리한다. 분리된 환부영역을 중심으로 에지기반 정합을 통한 영상정렬을 수행함으로써 기존의 관심영역이외의 영역에서 오류 정보가 표시되는 문제점을 해결하고, 또한 기존의 수동적인 방법을 통한 결과의 객관성 및 정확성에 대한 문제를 해결하였다. 실험 결과, 신속하고 정확하게 자연치아 주위의 미세 변화에 대한 검출이 가능하였고, 보다 객관적이고 정량적인 결과를 제시할 수 있음을 보여주었다.

## Abstract

In this paper, we propose a medical image processing method for detection of periodontal disease. The proposed method is the method of an automatic image alignment and detection of minute changes, to overcome defects in the conventional subtraction radiography by digital image processing technique, that is necessary for getting subtraction image and ROI(Region of Interest) focused on a selection method using the structured features in target images. And the method services accuracy, consistency and objective information or data to results. In result, easily and visually we can identify minute differences in the affected parts whether they have problems or not, and using application system.

**Keywords :** Digital Image Processing, Subtraction Radiography, Periodontal Disease, ROI(Region Of Interest)

## I. 서 론

최근 들어 X-ray를 감지할 수 있는 센서의 개발로 영상의 디지털화가 가능해져 다양한 X-ray 영상의 분석 및 해석 방법론의 연구가 진행되어 왔다<sup>[1-2]</sup>. 이러한

연구 중 치아와 관련되어 연속적인 방사선 영상(radiography)에서 미세한 변화를 검출하기 위한 Subtraction 방법이 있는데, 이러한 Subtraction Radiography 방법은 시간차를 두고 촬영된 두 장의 치과용 X-ray 영상을 겹친 뒤, 두 영상이 갖는 차이로서 치료 및 진단의 판단기준을 제공하는 방법으로 치과와 관련된 거의 모든 질병의 진료와 연구에 사용되고 있다<sup>[3-5]</sup>.

본 논문이 대상으로 하는 치과용 X-ray 영상에 대한 Subtraction Radiography 방법은 시간이 경과함에 따라 발생하는 자연치아 주위 골조직에 변화가 생기는 경우가 발생하는데, 이러한 경우 변화의 발생 여부를 빠르게 인식하여 대처하는 것을 목적으로 한다. 즉, 시간에 따라 변화하는 치아 주위의 골조직에 대한 변화량을 인

\* 정희원, 동양공업전문대학 모바일인터넷과  
(Dept. of Mobile Internet, Dongyang Technical College)

\*\* 정희원, 경희대학교 일반대학원 컴퓨터공학과  
(Dept. of Computer Engineering, Graduate School, Kyunghee University)

\*\*\* 정희원, 경희대학교 전자정보학부(교신전자)  
(College of Electronics & Information, Kyunghee University)

접수일자: 2004년8월6일, 수정완료일: 2004년8월24일

식하는 것이 가장 중요한 점이 된다. 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 증가됨에 따라 기존의 필름기반에 적용되던 Subtraction Radiography 방법을 디지털화된 영상에 적용할 수 있는 방안의 연구가 필요하게 되었다<sup>[6-8]</sup>.

이러한 Subtraction Radiography 방법을 이용하여 자연치아 주위에서 발생하는 주위염의 발생여부와 관련된 연구가 활발히 진행되고 있는데, 지금까지의 연구에는 참고 필름을 이용하여 매뉴얼에 의해 Subtraction을 수행하는 방법<sup>[9-10]</sup>, 에지 연산자(edge operator)를 이용하여 에지를 검출하여 영상을 정렬한 후 subtraction을 수행하는 방법<sup>[11-12]</sup>, 그리고 탐침을 이용하여 치아의 손실율을 측정하고 이를 디지털화하는 방법<sup>[13]</sup> 등이 있다.

그러나 참고 필름을 이용하는 방법의 경우 X-ray 영상 전체에 대한 단순한 Subtraction을 수행함으로써 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 이를 해결하기 위해 에지를 검출한 후 에지의 차정보가 최소가 되도록 영상전체에 대해 변환(transformation)을 수행하지만, 정확한 매칭을 위한 계산량이 많으며, 단순히 위치와 변형으로 인한 정렬만을 수행하기 때문에 실제 미세한 변화량보다 오류로 인한 차정보가 더욱 뚜렷이 검출된다. 탐침을 이용한 방법의 경우에는 가장 보편화된 방법이라는 하지만, 사용자가 각 치아마다 탐침을 이용하여 손실율을 측정하기 때문에 객관성과 정확성이 떨어진다.

따라서 이러한 문제점을 해결하기 위해 본 논문에서는 자연치아의 구조적 분석을 이용하여 예상되는 환부, 즉 관심영역만을 분리하고, 영상 정렬에 있어 전체적인 매칭의 어려움을 극복하기 위해 환부영역(관심영역)을 중심으로 에지기반 정합을 수행하여 Subtraction을 수행함으로써 위에서 제시한 문제점을 최소화하는 정확한 분리가 가능하다.

II. 자연치아 주위 미세변화 검출 방안

본 논문에서는 치과용 X-ray 영상에 대한 분석을 통해 자연치아 주위에서 발생하는 골조직의 미세 변화를 빠르게 인식하고 대처하는 것이 주목적이다. 그러나 입



(a) 차영상 (b) 임계화된 영상

그림 1. 변화부위 검출의 어려움  
Fig. 1. Difficulty of minute changes detection.

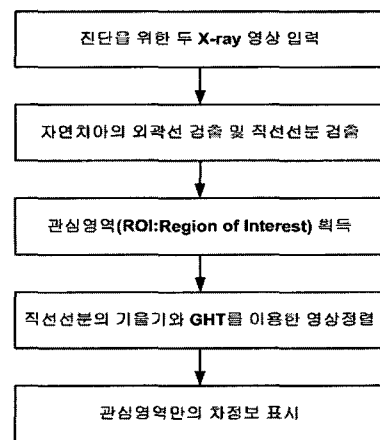


그림 2. 제안된 방법  
Fig. 2. The proposed method.

력 환경의 변화로 인해서 전체 영상을 대상으로 하는 정합은 정확도가 떨어지고, 이렇게 얻어진 차영상에서 변화 부위를 구분하기 위한 임계치 결정도 매우 어렵다. 그림 1.은 전체적인 영상정합을 통하여 얻어진 차영상으로, 그림에서 보듯이 실제 변화부위 보다는 입력환경의 변화로 인해 나타나는 잡음영역이 더욱 확실히 나타난다.

이러한 문제점을 해결하기 위해 본 연구에서는 먼저 입력되는 두 장의 X-ray 영상에 대해 자연치아의 형태 정보를 추출하고 이 정보를 바탕으로 보다 신속하고 정확하게 정합과 차영상 생성을 수행할 수 있는 방안을 제안한다. 또한, 변화량이 작은 이상부위의 특성을 감안하여 형태 정보를 바탕으로 이상부위와 위치의 경계 영역을 예측하고 관심영역을 분리하여 해당 영역에 대한 차정보만을 표시할 수 있는 방안을 제안한다.

제안된 방법은 그림 2.와 같다. 먼저, 치과용 X-ray 영상의 형태적인 특성을 이용하여 치아에 대한 직선선분을 추출하고, 이 직선선분을 이용하여 잇몸의 관심영역을 획득한다. 이 후 두 영상의 형태적인 특징을 정확

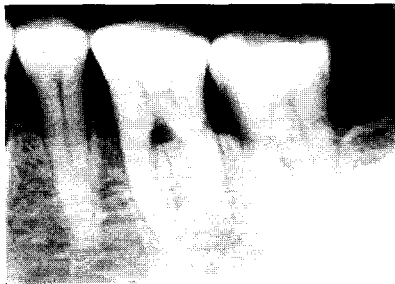
히 일치시킬 수 있는 위치좌표와 회전각을 찾기 위해 임의의 물체 검출을 위한 GHT<sup>[14]</sup> 방법을 이용하여 영상 정렬을 수행한 후, 좀 더 신뢰성있는 결과를 갖기 위해 영상에서 관심영역의 차정보를 획득한다.

1. 관심영역 분리

치과용 X-ray 영상에서 가장 중요한 의미를 갖는 부분은 자연치아 주위의 잇몸 주위이다. 따라서 이 잇몸 주위의 위치 판단에 기준이 되는 자연치아의 검출이 먼저 선행된다. 이는 자연치아를 특징 지을 수 있는 외곽선 및 직선선분의 추출로부터 시작되는데, 외곽선 및 직선선분은 자연치아 사이에 존재하는 잇몸의 좌우 범위 및 치아에 대한 위치 정보를 포함하게 되고 이를 기반으로 잇몸의 시작위치 정보를 얻을 수 있다.

가. 외곽선 및 직선선분 검출

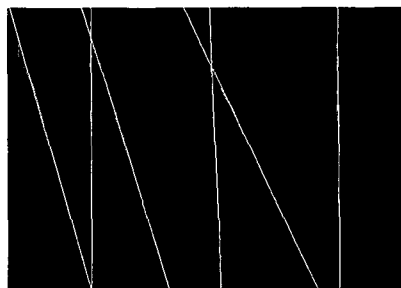
치과용 X-ray 영상에서 자연치아는 상대적으로 높은



(a) 치아영상



(b) 치아 외곽선



(c) 직선선분 검출

그림 3. 외곽선 검출 및 직선선분 검출  
Fig. 3. Detection of teeth boundaries and teeth lines.

밝기값을 가지고 있기 때문에 치아의 외곽선을 검출하는 것은 그리 어려운 점은 아니다. 먼저, 치아 영상에 대해 canny 에지 연산자<sup>[15]</sup>를 이용하여 정확한 에지를 검출한다.

추출된 에지는 세그먼트(segment) 단위로 표현하고 각 세그먼트 사이의 관계정보와 함께 독립적인 객체로 표현된다. 이렇게 구조적인 에지 정보를 사용하면 잡음으로 인한 에지 화소나 작은 에지 세그먼트를 제거할 수 있고, 빠르게 수행할 수 있다<sup>[16]</sup>.

치아에 대한 정확한 에지 정보가 검출되면 경사각 (gradient direction)을 이용하여 치아의 좌우 외곽선만을 검출하게 되고, 외곽선은 에지 세그먼트 단위로 저장되어 에지 정보를 포함하게 된다. 검출된 외곽선에 라인 피팅(line fitting)<sup>[17]</sup>을 적용하면 그림 3.의 (c)와 같은 치아에 대한 외곽선 및 직선선분을 검출할 수 있다.

나. 관심영역 검출

치과용 X-ray 영상에서 잇몸이 시작되는 주변의 픽셀값은 그 변화도가 매우 미세하여 전역 임계화를 사용하는 기존의 영역분리 방법으로는 변화부위의 검출이 매우 어렵다. 본 논문에서는 그림 4와 같이 미세한 차를 더 크게 함으로써 영역분리에 대한 정보를 획득할 수 있는 누적(summation) 기법을 제안한다.

그림 4의 우측 그림은 좌측 그림의 각 값을 5번씩 누적했을 경우 나타나는 변화 곡선이다. 그림 4에서 보듯이 누적 기법을 이용할 경우 미세변화부분이 좀 더 큰 변화량을 가지게 된다.

누적기법의 주목적은 잇몸의 시작 위치를 구별함으로써 관심영역을 획득하는 것으로, 좀 더 신뢰성 있는 결과를 갖기 위해서는 영상이 회전되었을 경우 회전각에 맞추어 누적기법을 수행하는 것이다. 이를 위해 본 논문에서는 획득된 직선선분을 이용하여 누적기법을 수행할 영역 좌우에 존재하는 치아 직선에 대한 중간직선을 먼저 획득하고, 중간직선에 수직으로 교차하는 직선의 기울기를 계산하여 중간 직선의 각 점을 이동하면

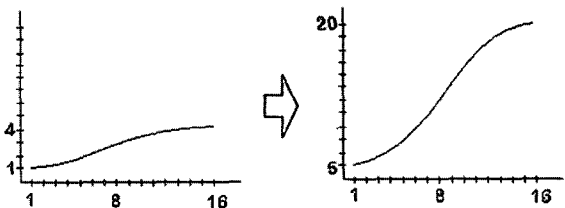


그림 4. 미세치아에 대한 누적기법  
Fig. 4. Summation method.



그림 5. 중간직선의 누적 결과  
Fig. 5. The summation result of middle line.



(a) 최초 관심영역 위치 결정



(b) 최초 관심영역 분리

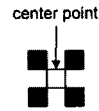


(c) 관심영역 분리

그림 6. 관심영역 분리  
Fig. 6. Segment of ROIs.

서 수직선분에 해당하는 위치의 픽셀값만을 누적하였다. 그림 5에서 보여지는 곡선은 직선을 누적의 평균값 위치로 하여 상대적 크기를 표시한 것으로 직선의 좌측이 평균값보다 낮은 부분이다.

찾고자 하는 잇몸의 시작영역은 누적평균값 이하인 곳에서 나타나므로 평균이하인 곳을 대상으로 1차원 스무딩(smoothing)을 수행하면 누적값은 그림 5와 같이



모델영상의 Edge pixel

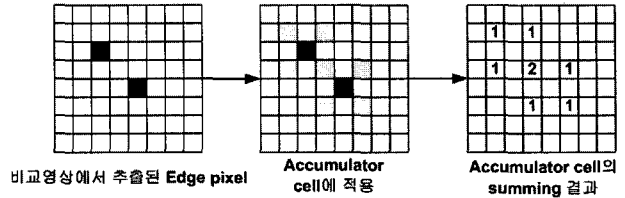


그림 7. 임의물체 검출을 위한 GHT 방법  
Fig. 7. GHT method for arbitrary object detection.

잇몸이 시작하는 위치에서 증가하는데, 이 위치를 잇몸의 시작위치로 한 뒤, 이 정보와 직선선분을 이용하여 그림 6과 같이 관심영역을 분리한다. 관심영역은 결정된 위치를 중심으로 좌우 20픽셀, 상하 50픽셀의 크기를 갖는다.

## 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 매칭시키는 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 제공함으로써 두 영상의 정렬시 계산수를 현저히 줄일 수 있다. 본 연구에서는 계산된 두 영상에서 치아의 방위와 오차범위를 이용한 그림 7.과 같은 임의물체 검출을 위한 GHT(Generalized Hough Transform)<sup>[14]</sup> 기반 영상 정합 방법을 채택하였다. 임의물체 검출에 사용되는 GHT는 모델이 되는 하나의 영상에서 에지 픽셀(edge pixel)을 추출하여 이를 잇몸의 기준점에서의 상대 좌표값으로 변환한 뒤, 대상이 되는 영상에서 추출된 모든 에지 픽셀들을 대상으로 각 에지 픽셀을 모델의 에지 픽셀들에 대한 좌표 기준점으로 간주하여 모델의 에지 픽셀들을 누산기(accumulator cell)에 표현한다. 그리고 누산기에서 최고값을 찾음으로써 이 모델이 잇몸의 영상에서 어느 위치에 존재하는 가를 알 수 있게 된다.

제안된 영상정렬 방법은 그림 7에서 보듯이, 먼저 첫 번째 영상(모델영상)의 관심영역에서 에지를 구하여 참고패턴을 생성하고 두 번째 영상(비교영상)에서 GHT를

이용하여 정합을 수행한다. 이때 누산기의 범위를 계산된 위치와 방위, 그리고 계산된 값의 오차범위를 이용하여 한정함으로써 연산 시간의 단축과 정확성을 높일 수 있다.

이 방법은 기존의 영상 탐색 방법인 패턴 매칭 (pattern matching)이 모델과 비교영상간의 물체가 정확히 일치해야 하는 문제점이 있는 데 반해, 임의 영상에 존재하는 모델이 알고 있는 모델의 형상과 약간의 차이를 지니고 있거나, 또는 어느 정도의 정보가 유실된 경우일지라도 그 위치를 찾아낼 수 있다는 큰 장점을 가지고 있다.

### 3. 차영상 계산 및 환부 분리

구조적 정보를 통해서 분리된 두 영상에서의 관심영역의 정렬이 완료되면 두 영상간의 변화를 나타내는 차영상을 구하게 된다. 차영상은 식 (1)과 같이 정렬된 두 영상의 차의 절대값을 취한 것이다.

$$sub(x, y)_{ROI} = |ROI(x, y)_{INPUT1} - ROI(x, y)_{INPUT2}| \quad (1)$$

여기서  $(x, y)$ 는 영상에서의 각 좌표를 의미하며,  $ROI(x, y)_{INPUT1}$ 는 첫번째 입력영상에서 분리된 관심영역이고,  $ROI(x, y)_{INPUT2}$ 는 두번째 입력영상에서의 관심영역이다.

변화가 생긴 부위는 차영상에서 높은 값을 갖게 된다. 그러나 치아 주위염이 존재하는 부위가 X-ray 영상에서 어둡게 나타나기 때문에 차영상에서도 변화가 작게 된다. 따라서 일반적인 임계화 방법으로 차영상에서 주위염을 분리하는 것은 거의 불가능하다. 본 연구에서는 이를 해결하기 위해서 치아구조 분석과정에서 구해진 근사적인 잇몸 경계 정보를 바탕으로 배경과 잇몸을 분리하기 위한 국부적인 임계치를 이용한다.

잇몸의 이상에 의해 발생한 차정보는 잇몸을 나타내는 픽셀값 이상의 차정보를 갖기 때문에 국부적인 임계치는 관심영역 추출시 결정된 잇몸의 시작위치에 존재하는 픽셀값을 국부적인 임계치로 사용하였다.

이러한 임계값은 각 관심영역에서 따로 생성되어 적용되므로 영상전체를 대상으로 하는 전역 임계값을 사용하는 방식과는 달리 각 관심영역에서의 영상상태를 반영할 수 있게 되며, 또한 현 영상에서의 배경과 잇몸 밝기 정보에 근거한 임계치를 사용함으로써 미세한 변화를 갖는 주위염 부위를 검출할 수 있다. 이렇게 얻어

진 임계치는 식 (2)와 같이 얻어진 차영상에 적용되어 임계화 된다.

$$g(x, y) = \begin{cases} 1, Subroi(x, y) > T \\ 0, Subroi(x, y) \leq T \end{cases} \quad (2)$$

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

자연치아의 형태 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 레이블링되어 면적과 둘레가 계산되고 그 결과가 정량적으로 수치화되어 표시된다.

### III. 결과 및 분석

본 논문에서 제안한 방법은 실용 시스템에서 사용하기 위해 개발된 방법이기 때문에 저가의 PC와 보편적으로 사용되고 있는 운영체제인 윈도우즈 2000를 이용하여 구현하였다. 알고리즘 구현에 사용된 시스템 사양은 다음과 같다.

알고리즘 구현에 사용된 개발도구인 MTES는 본 연구실에서 개발된 영상처리 알고리즘 개발 도구이다<sup>[18]</sup>.

하드웨어(컴퓨터) : IBM-PC 호환기종 (Pentium IV 2.0GHz, RAM 512M) 운영체제 : Windows 2000 Professional 컴파일러 : Visual C++ 6.0 알고리즘 개발도구 : MTES (Multimedia Technology Education System)
---

제안된 알고리즘은 Subtraction Radiography를 기반으로 하여 자연치아 주위에서 발생하는 골조직의 변화를 빠르게 인식하고 대처하기 위한 방법이다. 그러나 전체 영상을 대상으로 하는 기존의 방법들은 X-ray 입력 환경의 변화에 따른 오류가 발생하여 정확도가 떨어지고, 차영상에서의 임계치 결정에도 많은 어려움이 따른다.

제안된 방법을 8명의 치과 환자에게서 얻은 X-ray 영상을 대상으로 실험해본 결과 표 1.과 같은 수행결과를 얻을 수 있었다. 전체적으로 영상크기에 비해 빠른

표 1. 알고리즘 처리율

Table 1. Algorithm processing time.

환자	영상정보 (Bit)	수행시간(초)	
		제안된 알고리즘	에지연산자 기반 영상정렬 <sup>[11-12]</sup>
A	448×663	1.612	5.982
B	448×658	1.804	6.034
C	660×441	2.015	9.237
D	665×450	2.317	9.854
E	512×768	1.914	7.915
F	602×455	1.962	8.812
G	632×428	2.212	9.004
H	612×430	2.003	8.907
전체평균(초)		1.980	8.218

표 2. 실험 결과

Table 2. The result of test.

성공률	제안된 알고리즘		Manual Subtraction <sup>[9-10]</sup>		에지 연산자 기반 영상정렬 <sup>[11-12]</sup>	
	존재	부재	존재	부재	존재	부재
주위염 존재여부	존재	부재	존재	부재	존재	부재
검출 성공률(%)	99.7	98.9	23.1	11.6	72.4	63.8
오류 검출률(%)	0.3	1.1	76.9	88.4	27.6	36.2
전체 성공률(%)	99.3		17.35		68.1	

검출성공률 = (이상 이 있는 영역 중 검출한 영역 픽셀 수 / 검출한 전체 영역 픽셀 수) × 100

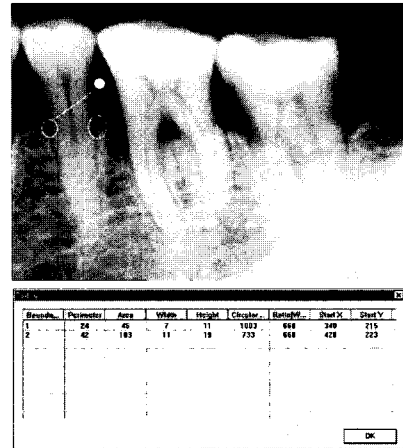
오류검출률 = (이상 이 없는 영역 중 검출한 영역 픽셀 수 / 검출한 전체 영역 픽셀 수) × 100

전체성공률 = (주위염존재 검출 성공률 + 주위염부재 검출 성공률) / 2

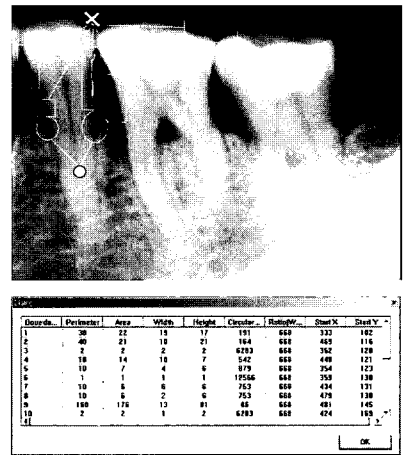
수행시간을 보여주고 있으며, 주위염이 존재하는 경우 보다 존재하지 않은 경우가 조금 더 빠른 수행시간을 보여 주었다. 제안된 방법의 목적은 실용 시스템으로의 이용에 있기 때문에 알고리즘의 처리속도 또한, 전체적인 영향을 평가하는데 중요하다.

표 1.에서 보듯이 치아에 대한 전체 영상을 대상으로 하는 기존 방법에 비해 제안된 방법은 관심영역만을 대상으로 하므로 빠른 수행시간을 보여준다.

표 2.는 8명의 치료환자에게서 얻은 영상들을 대상으로 하여 참고필름을 이용하여 매뉴얼에 의해 subtraction을 수행하는 방법<sup>[9-10]</sup>과 에지 연산자를 이용하여 영상 정렬을 수행하는 방법<sup>[11-12]</sup>을 제안된 알고리즘과



(a) 제안된 방법



(b) 기존 방법

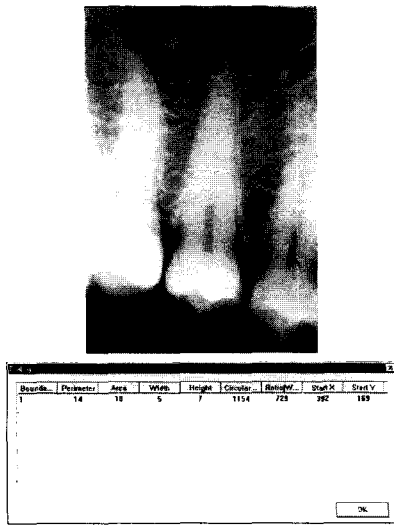
그림 8. 차정보 표시 결과(환부에 이상이 있는 경우)

Fig. 8. The result of difference information display with periodontal disease.

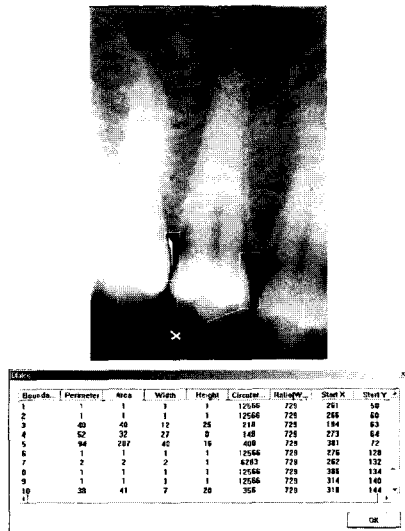
비교한 결과이다. 표 2.에서 보듯이 두 가지 방법과 비교하여 제안된 알고리즘이 정확하게 치아 골조직의 변화를 검출할 수 있다.

표 2.에서 제안된 알고리즘이 상대적으로 높은 성공률을 가지는 이유는 기존 방법이 영상의 전체적인 매칭과 전역적인 임계치를 사용하므로 실제 골조직의 변화보다 주위 잡음의 변화가 더 크게 검출되기 때문에 실제 환부의 이상 여부보다는 잡음 영역이 상대적으로 크게 나타난다. 그러나 제안된 방법은 관심영역만을 대상으로 하고 국부적인 임계치를 이용하므로 기존의 방법에 비해 자연치아 주위 골조직의 변화만을 정확하게 분리할 수 있다.

그림 8.과 그림 9.는 환부에 이상이 있는 경우와 이상이 없는 경우의 결과로, 결과에서 보듯이 부분영상내의 차영상정보를 관심영역의 추출없이 표시한 영상은 잇몸의 변화뿐 아니라 촬영당시 촬영각 및 대상의 촬영면



(a) 제안된 방법



(b) 기존 방법

그림 9. 차정보 표시 결과(환부에 이상이 없는 경우)  
 Fig. 9. The result of difference information display without periodontal disease.

변화에 의해 잇몸 영역이외의 차정보가 표시되는 반면, 관심영역을 대상으로 하는 제안된 방법은 잇몸에서의 변화량만이 표시되고 있다. 또한, 제안된 방법은 차정보를 수치적으로 보임으로써 객관적 근거를 제시한다.

#### IV. 결 론

본 연구에서는 치아주위 골조직의 미세 변화를 검출 하는 의료영상처리 기술에 대한 방안을 제시하였다. 제안된 방법은 치아의 구조적 분석을 통하여 예상되는 환부를 분리하고, 분리된 환부영역을 중심으로 예지 기반 정합을 수행함으로써 실제 환부의 이상에 의해 발생할

수 있는 정보 이외의 촬영기기의 프로젝션 방향 및 주변 환경 등에 의한 차정보가 표시되는 문제점을 해결하고, 기존의 수동적인 방법을 통한 결과의 객관성 및 통일성, 정확성에 대한 문제를 해결하였다.

이러한 연구를 통해 본 논문은 최근 그 사용도가 점차 증가하고 있는 디지털 방사선 영상에 대한 진단의 자동화를 꾀하였고, 영상정렬에서의 GHT 적용, 영역분리에 있어 누적기법, 외곽선 및 직선선분 추출과 같은 특수용도의 영상에 대해 영상이 갖는 특징을 이용하여 문제를 해결하는 방법론을 제시하였다.

향후 보다 신뢰성있는 결과를 얻기 위해 다양하고 많은 자료를 바탕으로 한 실험과 수정이 필요하며, 치아가 겹쳐서 나타날 경우에 대한 사항이 고려되어야 한다.

#### 참 고 문 헌

- [1] Byoungoo Ahn, Seongjin Ahn, Jinwook Chung, "Design and Implementation of Web-based HomePNA device Management system", The KIPS Transactions, pp.865-874, VOL.8-C, NO 6, December 2002.
- [2] Compend Contin Educ Dent, "Computerized Image Analysis in Density: Present Status and Future Application", Vol.XIII, No.11.
- [3] Glenn F. Knoll, "Radiation Detection and Measurement", Wiley, 1988.
- [4] Grondahl K, Grondahl H-G, Wennstorm J. and Heijl L., "Examiner agreement in estimation changes in periodontal bone from conventional and subtraction radiographs", Journal of Clinical Periodontal, 1987.
- [5] McDonnel, D.Price, "An evaluation of the Sens-A-Ray digital dental image system", Dentomaxillofac, Radiol.22, pp.21-26, 1993.
- [6] Francesco Bassi, Cristiano Marchisella, Gianmario Schierano, Egon Gasser, "Detection of Platelet-Activating Factor in Gingival Tissue Surrounding Failed Dental Implants", Journal of Periodontal, Vol.72, No.1, January, 2001.
- [7] Steenberghe D., Quirynen M., Naert L, Maffei G., Jacobs R., "Marginal bone loss around implants retaining hinging mandibular overdentures, at 4-, 8- and 12-years follow-up", Journal of Clinical Periodontology 2001, 28, pp.628-633, 2001.
- [8] T. M. Lehmann, H. G. Grondahl, D. K. Benn, "Computer-based for digital subtraction in dental radiography", Dentomaxillofacial Radiography, 29, pp.323-346, 2000.
- [9] E.H.Verdonschot, A.J.Sanders, A.J.Plasschaert, "A

- computer-aided image analysis system for area measurement of tooth root surfaces”, Journal of Periodontol, Vol.61, No.5, pp.275-280, May, 1990.
- [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, 1993.
- [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 Bio-medical, Engineering, Vol.38, No.4, pp.334-338, April, 1991.
- [12] DC Yoon, “A new method for the automated alignment of dental radiographs for digital subtraction radiography”, Dentomaxillofacial Radiography 29, pp.11-19, 2000.
- [13] M. C. Juan, M. Alcaniz, C. Monserrat, V. Grau, C. Knoll, “Computer-aided periodontal disease diagnosis using computer vision”, Computerized Medical Imaging and Graphics 23, pp.209-217, 1999.
- [14] 채옥삼, “Specialized Parallel Structure For VLSI Implementation of the Hough Transform for Arbitrary Shape Detection”, Oklahoma State University, 박사학위논문, 1982.
- [15] J. Canny, “A Computational Approach to Edge Detection”, IEEE Transactions on PAMI, 8-6, pp.679-698, 1986.
- [16] Yonghak Ahn, Giok Ahn, Oksam Chae, “Detection of Moving Objects Edges to Implement Home Security System in a Wireless Environment”, Computational Science and Its Applications ICCSA 2004, International Conference Part.I, LNCS, pp.1044-1051, May, 2004.
- [17] William H.Press, Saul A.Teukolsky, William T. Vetterling, Brian P.Flannery, “Numerical Recipes in C”, Second Edition, pp.659-699, 1992.
- [18] Ok-sam Chae, Jung-hun Lee, Young-hyun Ha, “Integrated Image Processing Environment for Teaching and Research”, Proceedings of IWIE 2002, International Workshop on Informations & Electrical Engineering, 2002.

## 저 자 소 개



안 용 학(정회원)

1997년 경희대학교 전자계산  
공학과 석사 졸업  
2003년 경희대학교 전자계산  
공학과 박사 수료  
1999년~2000년 한국통신정보기술  
GIS공학연구소 연구원

2000년~2004년 송호대학 정보산업계열  
멀티미디어과 교수

2004년~현재 동양공업전문대학 전산정보학부  
모바일인터넷과 교수

<주관심분야: 영상처리, 멀티미디어, 웹기반기술>



이 정 현(정회원)

1992년 경희대학교 전자계산  
공학과 학사 졸업  
1994년 경희대학교 전자계산  
공학과 석사 졸업  
1999년~2004년 MG Systems  
부설연구소 연구소장

현재 경희대학교 전자계산공학과 박사과정

<주관심분야: 신호처리, 영상처리, 컴퓨터비전, 미  
디어센터, 소프트웨어 공학>



채 옥 삼(정회원)-교신저자

1977년 인하대학교 전자공학과  
학사 졸업

1982년 오클라호마주립대학교  
전기 및 컴퓨터공학과  
석사 졸업

1986년 오클라호마주립대학교  
전기 및 컴퓨터공학과  
박사 졸업

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

1988년~현재 경희대학교 전자정보학부 교수

<주관심분야: 신호처리, 영상처리, 컴퓨터비전>