

디지털 X선 영상을 이용한 치아 와동 컴퓨터 보조 검출 시스템 연구

A Study of Computer-aided Detection System for Dental Cavity on Digital X-ray Image

허창회* · 김민정* · 조현종†
(Chang-hoe Heo · Min-jeong Kim · Hyun-chong Cho)

Abstract - Segmentation is one of the first steps in most diagnosis systems for characterization of dental caries in an early stage. The purpose of automatic dental cavity detection system is helping dentist to make more precise diagnosis. We proposed the semi-automatic method for the segmentation of dental caries on digital x-ray images. Based on a manually and roughly selected ROI (Region of Interest), it calculated the contour for the dental cavity. A snake algorithm which is one of active contour models repetitively refined the initial contour and self-examination and correction on the segmentation result. Seven phantom tooth from incisor to molar were made for the evaluation of the developed algorithm. They contained a different form of cavities and each phantom tooth has two dental cavities. From 14 dental cavities, twelve cavities were accurately detected including small cavities. And two cavities were segmented partly. It demonstrates the practical feasibility of the dental lesion detection using Computer-aided Detection (CADE).

Key Words : Dental caries, Snake algorithm, CADE, Dental cavity detection system

1. 서 론

우리나라에서 치주질환과 함께 치아 우식증은 대표적인 구강병 중 하나이다. 치과 의사를 통한 디지털 X-선 영상의 치아 우식증 진단은 육안으로 진단하기 때문에 치과 의사 개인의 지식과 경험이 중요하다. 그렇기 때문에 치과 의사는 교육과정을 통한 충분한 지식과 경험을 축적한 뒤에 이를 바탕으로 진료를 진행하게 된다. 특이하고 복잡한 치아의 형태인 경우와 육안으로 확인이 어려운 경우 등 다양한 이유로 치아 우식증 진단에 오진이 발생할 수 있고 초기 단계의 치아 우식증은 정지되거나 되돌릴 수 있고 간단한 처치만으로 쉽게 회복될 수 있지만 질환이 심화될수록 복잡한 치료 절차가 필요하며 이는 치료비용의 증가로 이어지기 때문에 치과 의사의 정확한 치아 우식증 진단은 향후 치료의 예후를 결정하는데 중요한 역할을 한다[1]. 기존의 나와 있는 다양한 치아 충치 검출 방법의 대부분은 주로 치과 의사의 경험과 지식을 기반으로 하여 육안 검사 및 촉감에 기초로 하고 이러한 방법은 거의 모든 단계에서 충치 병변을 감지 할 수 있다. 하지만 Fiber Optic

Transillumination(FOTI), Digital Fiber Optic Transillumination (DIFOTI)은 낮은 민감도를 단점으로 뽑으며 DIAGNOdent, Electronics Caries Monitor(ECM), Quantitative Light Induced Fluorescence(QLF) 등의 방법은 좋은 성능을 발휘하지만 치료비용이 증가하는 단점이 있다. 그렇기에 특별한 장비를 이용한 탐색 방법이 아닌 획득 영상에 직접 영상처리를 해서 치과 의사 진단을 보다 정확하게 보조하는 방법이 선호되고 있다. 치아에 Active Contour Model (ACM)을 적용하여 병변을 탐지하거나 클러스터링을 기반으로 병변 분할을 유도하는 등의 다양한 방법으로 치아 병변 검출 시스템이 연구되고 있다. [2-6].

병변의 윤곽선 검출은 주어진 영상의 모양, 크기, 위치, 텍스처 등의 유용한 여러 정보를 분석하여 영상 처리를 연구함에 있어 우선적으로 수행하는 과정 중 하나이다. 본 논문에서 다루는 치아 우식증의 초기 단계인 Non-cavitated caries lesion인 경우 X-선 영상에 의해서 판별이 불가능하다[7]. 그래서 국제 충치 탐지 평가 시스템(International Caries Detection and Assessment System (ICDAS))에서 제시한 3 mm² 이상의 크기의 병변을 검출하는 것을 목적으로 치아 우식증 진단 보조 할 수 있는 디지털 X선 치아 영상의 와동 진단 보조 시스템 프로그램을 개발 하였다[8].

† Corresponding Author : Division of Electrical & Electronic Engineering and Interdisciplinary Graduate Program for BIT Medical Convergence, Kangwon National University
E-mail : hyuncho@kangwon.ac.kr

* Interdisciplinary Graduate Program for BIT Medical Convergence, Kangwon National University

Received : May 23, 2016; Accepted : July 18, 2016

2. 이론 및 방법

윤곽선 검출 및 분할을 통하여 치아에서 와동의 경계를 구분

하는 알고리즘을 구현하였다. 이를 확인하기 위해 제 3대구치를 제외한 성인 치아 1번 중절치부터 7번 제 2대구치까지 7종의 자연 치아를 확보한 후에, 각각의 치아마다 인위적으로 다른 형태의 구멍을 만들어 제작된 치아 와동 X-선 영상을 이용하였다 [6]. 영상 획득을 위해 구내 X-선 발생장치(모델명: CS 2100, 제조회사: Carestream Dental LLC, USA)를 이용하였고, X-선 조사 조건은 관전압 60 kV, 관전류 7 mA, 그리고 노출 시간 0.125 s으로 조정하였다.

2.1 전처리 과정(Pre-processing)

치아의 병변의 결과는 영상의 해상도, 대조도와 병변의 형태, 경계면에 의해 많은 영향을 받는다. 이러한 변수가 될 수 있는 조건을 최대한 일반화 하여 공통된 특징을 추출하기 위해 몇 가지의 전처리 과정을 통해 검출 성능을 높였다. 그림 1 (a) 원 영상을 디스플레이에 다시 출력력을 하게 되면 영상의 밝기가 밝고 어두움에 따라 달라지게 되어서 계조간의 차이가 생긴다. 그 차이를 보정 해주기 위하여 같은 데이터 용량으로 더 부드러운 계조를 표현 하여 어두운 부분을 최대한 많은 데이터로 표현하고 밝은 부분은 상대적으로 적은 데이터로 표현을 함으로 와동에 희미한 부분을 도출한다. 영상에 감마 보정(Gamma correction)을 진행 한 결과가 그림 1 (b)이다[9].

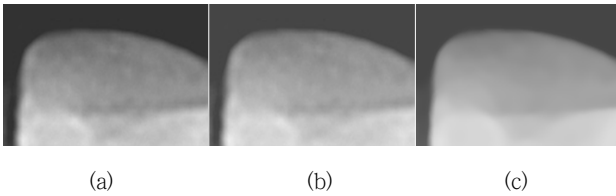


그림 1 (a) 원 영상 (b) 감마 보정 (c)양방향 필터
 Fig. 1 (a) Raw image (b) Gamma correction
 (c) Bilateral filter

영상의 경계를 보존하면서 노이즈를 평활화 시키는 비선형 필터로서 양방향 필터(Bilateral filter)를 사용하여 그림 1 (c)의 영상을 얻었다. 공간 필터는 중앙 화소에 공간적으로 가까운 화소들에게 높은 가중치를 주고, 범위 필터는 중앙 화소의 그레이 레벨과 비슷한 화소들에게 높은 가중치를 준다. 입력화소 값에 대해 이웃 화소들의 값들을 공간(domain), 범위(range)에 대한 가중치를 함께 적용한 가중 평균을 이용하여 결과 이미지를 구한다. 서로 다른 역할을 하는 두 개의 필터를 사용하기 때문에 양방향 필터(Bilateral filter)라고 불린다. 이렇게 구해진 결과 이미지는 원영상보다 선명도는 증가하고 노이즈가 감소된다.[10]

2.2 라플라시안 가우시안 필터(Laplacian of Gaussian)

영상에서의 1차 미분 값의 크기는 에지의 존재 여부를 알기 위해 사용 될 수 있는 반면 2차 미분 값은 에지의 화소가 밝은 부분에 있는지 어두운 부분에 있는지를 결정 하는데 사용 된다

[9]. 2차 미분 방식을 이용한 라플라시안 마스크는 주변의 밝기와 차이 값을 이용하여 에지를 검출하기 때문에 노이즈에 민감한 특성이 있다. 또한 에지 보다는 영상 내의 가는 선이나 고립점에 강하게 반응하기 때문에 치아 이미지에서 외곽이 아닌 내부에 있는 와동을 찾기에 적합하다. 라플라시안 마스크 수식은 다음과 같다.

$$L(x, y) = \nabla^2 f(x, y) = \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial y^2} \quad (1)$$

이를 보완하기 위하여 가우시안을 적용한 것이 LoG (Laplacian of Gaussian)이다. 가우시안을 나타내는 식은 다음과 같다.

$$G_\sigma(x, y) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (2)$$

평균필터에 가우시안을 적용하여 중심으로부터 멀어지면 멀어질수록 적용되는 가중치를 줄여나가며 원본 영상을 최대한 손상시키지 않고 노이즈를 제거한다.

위의 식(1)과 식(2)를 합하여 정리하면 LoG(Laplacian of Gaussian)을 구할 수 있다. 식은 다음과 같다.

$$LoG(x, y) = -\frac{1}{\pi\sigma^4} \left(1 - \frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}\right) e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (3)$$

여기서 σ 를 조절함으로 함수의 폭과 최대, 최소값을 조절 할 수 있다. 함수의 폭이 넓으면 에지가 넓게 검출되며 함수의 폭이 좁으면 경사가 급격하고 세세한 에지가 검출된다[11]. 위의 과정에 따라 이미지에 적용을 하면 그림 2 (a)와 같은 결과를 얻을 수 있다.



그림 2 (a)라플라시안 가우시안 (b) 골격화
 Fig. 2 (a)Laplacian of Gaussian (b) Skeletonization

2.3 골격화 (Skeletonization)

위의 과정으로 추출된 에지 결과에서 인식의 효율을 높이기 위하여 아직 남아있는 노이즈를 제거한 후 검출된 병변의 윤곽선(contour)의 화소를 제거함으로써 점점 더 가늘어지게 두께를 줄여서 '1'의 두께가 될 때까지 반복하여 골격선(skeleton)을 얻는다. 여기서 두께 '1'을 가진다는 것은 모든 정보를 가능한 압축한

다는 의미이다. 이렇게 구해진 골격선은 병변의 모든 특징들을 유지해야 하며 특히 연결성, 형태를 그대로 가지고 있어야 한다 [12]. 그 결과는 그림 2 (b)와 같다.

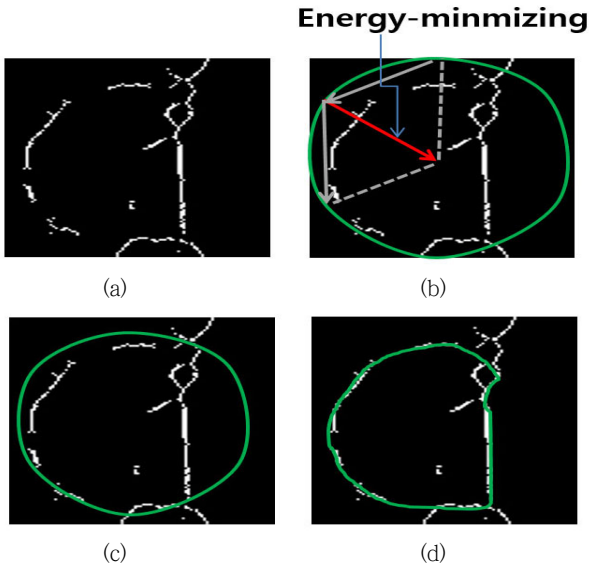


그림 3 스네이크 알고리즘의 과정
Fig. 3 Snake algorithm process

2.4 스네이크 알고리즘(Snake Algorithm)

스네이크 알고리즘을 이용하여 이전 프레임의 객체 윤곽에 존재하는 스네이크 포인트들을 현재 프레임의 객체 윤곽으로 이동시켜 객체를 추적하는 예를 그림 3에 나타내었다. 이전 프레임의 각 스네이크 포인트는 현재 좌표를 기반으로 설정된 탐색 윈도우 영역 내에서 에너지가 최소로 되는 픽셀로 이동하여 현재 프레임의 객체 윤곽을 결정하는 새로운 스네이크 포인트를 구성한다 [13,14]. 그림 3의 (a)는 와동을 골격화 하여 얻어진 윤곽선 영상이며 (b)-(d)에서 스네이크 포인트들이 스네이크 에너지가 최소화 되어 골격화 된 와동으로 수렴하는 과정을 나타낸다.

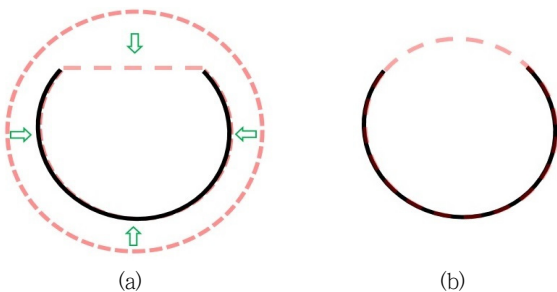


그림 4 (a) $E_{Elastic}$ 의 특성 (b) $E_{Bending}$ 의 특성
Fig. 4 (a) Characteristics of $E_{Elastic}$
(b) Characteristics of $E_{Bending}$

스네이크 알고리즘의 움직임은 내부 에너지와 외부 에너지의 합에 의하여 움직인다. 내부 에너지 E_{int} 는 포인트 사이의 인력을 의미하는 수축 에너지 $E_{Elastic}$ 와 인근 스네이크 포인트들의 구부러진 정도를 의미하는 곡률 에너지 $E_{Bending}$ 로 정의 되고 스네이크 포인트들의 관계를 결정한다. 두 에너지의 특성은 식(4)와 그림 4에 나타내었다. 식(4)의 $V(s)$ 는 스네이크 포인트를 의미하고, α, β 는 가중치이다. $V(s)$ 의 1차 미분은 V_s 로, $V(s)$ 의 2차 미분은 V_{ss} 로 표기한다. 식 (4)에서 수축 에너지 $E_{Elastic}$ 는 픽셀 간의 간격이 작아지게 하고 곡률 에너지 $E_{Bending}$ 은 픽셀 간의 간격의 차이가 작아지게 함으로써 곡선 모양을 갖게 만든다.

$$E_{Elastic} = \frac{1}{2} \int_s \alpha(s) |V_s(s)|^2 ds$$

$$E_{Bending} = \frac{1}{2} \int_x \beta(s) |V_{ss}(s)|^2 ds \tag{4}$$

외부에너지 E_{ext} 는 이미지 자체의 힘을 조절하는 E_{img} 와 외부 제약조건을 나타내는 E_{con} 을 통해서 배경과 객체의 경계를 나타낼 수 있는 밝기 값의 기울기 정보를 이용하여 스네이크 포인트를 객체의 윤곽선으로 끌어당기는 역할을 한다. 내부에너지 E_{int} 와 외부에너지 E_{ext} 의 관계에 의해 스네이크 포인트들은 객체 윤곽으로 수렴한다. 그 과정을 식으로 나타내면 식 (5)와 같다[15].

$$E_{snake}^* = \int_0^1 E_{snake}(V(s)) ds$$

$$= \int_0^1 E_{int}(V(s)) + E_{ext}(V(s)) ds \tag{5}$$

$$= \int_0^1 E_{int}(V(s)) + E_{img}(V(s)) + E_{con}(V(s)) ds$$

내부에너지 E_{int} 는 수식(6)같이 나타 낼 수 있는데 여기서 α, β 는 가중치를 의미하며 $V(s)$ 의 1차 미분(V_s)의 절대 값의 제곱은 수축 에너지 $E_{Elastic}$ 로서 윤곽선(contour)을 수축시키는 역할을 하고 $V(s)$ 의 2차 미분(V_{ss})의 절대 값의 제곱은 곡률 에너지 $E_{Bending}$ 으로써 윤곽선이 부드럽게 이어지도록 해준다.

$$E_{int}(V(s)) = E_{Elastic}(V(s)) + E_{Bending}(V(s))$$

$$E_{int} = \frac{\alpha(s) |V_s(s)|^2 + \beta(s) |V_{ss}(s)|^2}{2} \tag{6}$$

E_{int} 의 함수가 수축하는 역할을 한다면 외부 에너지 E_{ext} 의 이미지 에너지 E_{img} 는 스네이크 포인트가 이미지의 윤곽선에 수렴하게 한다. 이미지 에너지 E_{img} 는 Line, Edge, Termination으로 구성되어 있고 각각의 값은 무게 파라미터 값 ($W_{Line}, W_{Edge}, W_{Term}$)에 의해 조절되고 식(7)과 같이 표현할 수 있다. 이미지 에너지 E_{img} 는 필요에 따라 이미지를 나타내는 부분을 변화시켜서 사용하면 된다. Line 에너지 E_{Line} 는 이미지 자체의 명암을 이용하고 Edge 에너지 E_{Edge} 는 이미지의 밝기 값의 기울기를 이용한다. 그리고 E_{Term} 은 Line 분할과 윤곽의 모서리

의 끝을 찾기 위해 영상에서 Line의 곡률을 이용한다.

$$\begin{aligned}
 E_{img}(V(s)) & \\
 = E_{Line}(V(s)) + E_{Edge}(V(s)) + E_{Term}(V(s)) & \quad (7) \\
 = W_{Line}E_{Line} + W_{Edge}E_{Edge} + W_{term}E_{term} &
 \end{aligned}$$

스네이크 알고리즘은 위의 과정들에 따라서 윤곽선의 연결성과 에너지 함수로 모서리를 검출하여 최적의 윤곽선을 검출한다. 위의 과정에 따라서 스네이크의 움직임을 파라미터로 조절할 수 있다.

3. 결 과

본 논문은 전치 2개, 견치 1개, 소구치 2개, 대구치 2개 총 7개의 치아에서 서로 다른 와동을 포함하고 있는 팬텀 치아의 X선 영상에 개발된 알고리즘을 적용하여 치아 와동 자동 검출 프로그램을 구현하였다. 그림 5는 제안 연구의 전체과정을 나타내고 있다. 그림 5 (a)에 있는 적색 사각형은 ROI(Reign of interest)를 나타낸다.

사용자에 의해 ROI를 설정 할 수 있게 구현하였으며, 그 후 전처리, 골격화, 스네이크 알고리즘을 적용하여 병변의 윤곽선을 찾았다. 전처리 과정에서 감마는 $\gamma=1.25$ 를 영상에 적용하였으며 양방향 필터(Bilateral filter)에는 필터링에 사용되는 인접한 픽셀들의 직경, 색 공간에서의 필터 시그마 값, 좌표 공간에서의 필터 시그마 값을 각각 {7, 35, 7}으로 설정하여 사용하였다. 골격화 이후 적용되는 스네이크 알고리즘은 스네이크의 움직임을 3가지 파라미터로 조절할 수 있다. 연속성 에너지, 곡률 에너지, 이미지 에너지에 대하여 각각 무게 파라미터를 {0.45, 0.26, 0.22} 사용하

여 움직임을 조절하였다. 총 7개의 치아에서 각기 다른 14개의 와동 중 12개의 와동을 정확히 표시하였다. 탐색된 와동은 원형에 가까울 수 록 정확하게 수렴하였다. 특히 초기 단계로 분류될 수 있는 작은 와동에 대해서는 좋은 성능을 보였다. 부분적으로 탐색한 두 개의 와동 그림 6 (e)치아번호5(소구치)의 좌측, (g)치아번호5(대구치)의 우측의 특징으로는 와동의 크기가 다른 와동에 비해서 컷으며 크기에 비례하여 흐릿한 윤곽선의 부분도 많다. 측정 결과 알고리즘에서 나타나는 오류의 원인은 다음과 같다. 첫째로 치아 와동의 경계가 흐릿하여 윤곽선의 일부분만 탐색 되었을 때다. 골격화 할 때 흐릿한 부분에서의 와동의 윤곽 정보가 작은 와동보다는 큰 와동에서 많이 나타나지 않기 때문에 와동의 정확한 모형을 구현하지 못 하였다. 이는 와동이 클 경우 두드러지게 나타난 오류이다. 둘째로는 치아와 와동 간의 명암이 비슷하여 병변과 같이 탐색되어 스네이크 알고리즘에서 검출 시에 와동과 주변을 같이 인식한 경우가 있다. 또한 스네이크 알고리즘이 외부에서 내부로 수축하기 때문에 검출 시에 오류를 발생 하였다. 또한 오류로 인식 될 수 있는 경우는 실제 3차원의 치아를 2차원인 X-선 영상으로 표현했기 때문에 와동의 입체감의 차이로 인한 결과 영상의 차이가 있다. 위의 경우를 제외하고는 본 논문의 알고리즘은 $3mm^2$ 이상의 크기의 병변의 경계를 찾아내 었다.

4. 결 론

프로그램의 영상 분석 과정은 원본 영상(Raw image)의 해상도, 대조도와 병변의 형태, 경계면에 의해 많은 영향 등의 조건들을 최대한 일반화 해주기 위해 전처리 과정으로 양방향 필터를 사용하였고, 감마 보정을 통해서 어두운 부분은 최대한 많은 데

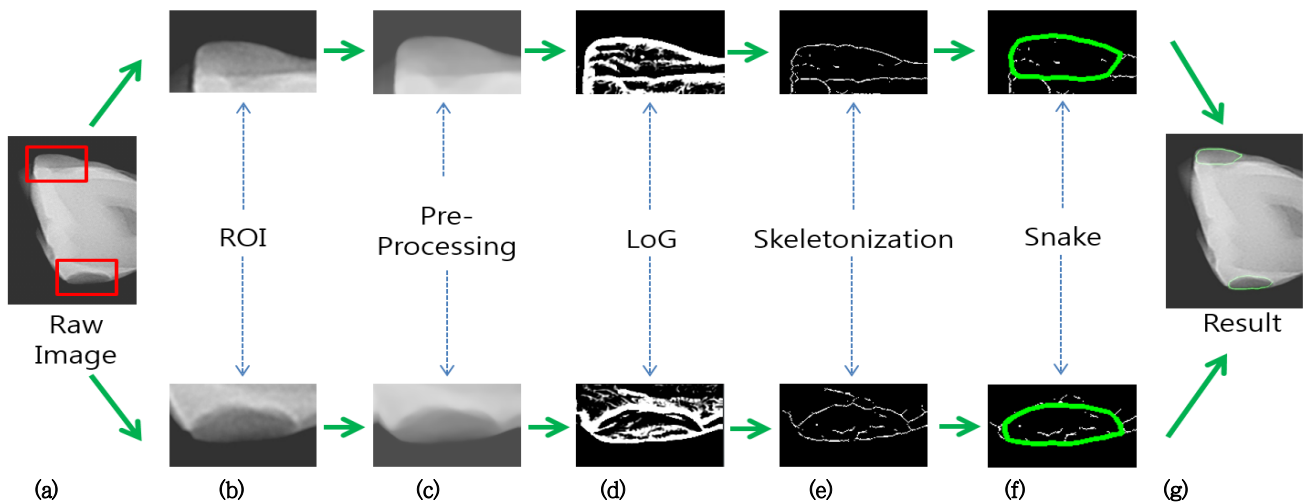


그림 5 전체 과정 (a) 원 영상, (b) 흥미영역, (c) 전처리 과정(감마 보정, 양방향 필터), (d) 라플라시안 가우시안 (e) 골격화, (f) 스네이크 알고리즘, (g) 결과

Fig. 5 Overview of the proposed approach (a) RawImage, (b) Region of interest(ROI), (c) Pre-Processing(Gamma correction, Bilateral filter), (d) Laplacian of Gaussian (e) Skeletonization, (f) Snake Algorithm, (g) Result

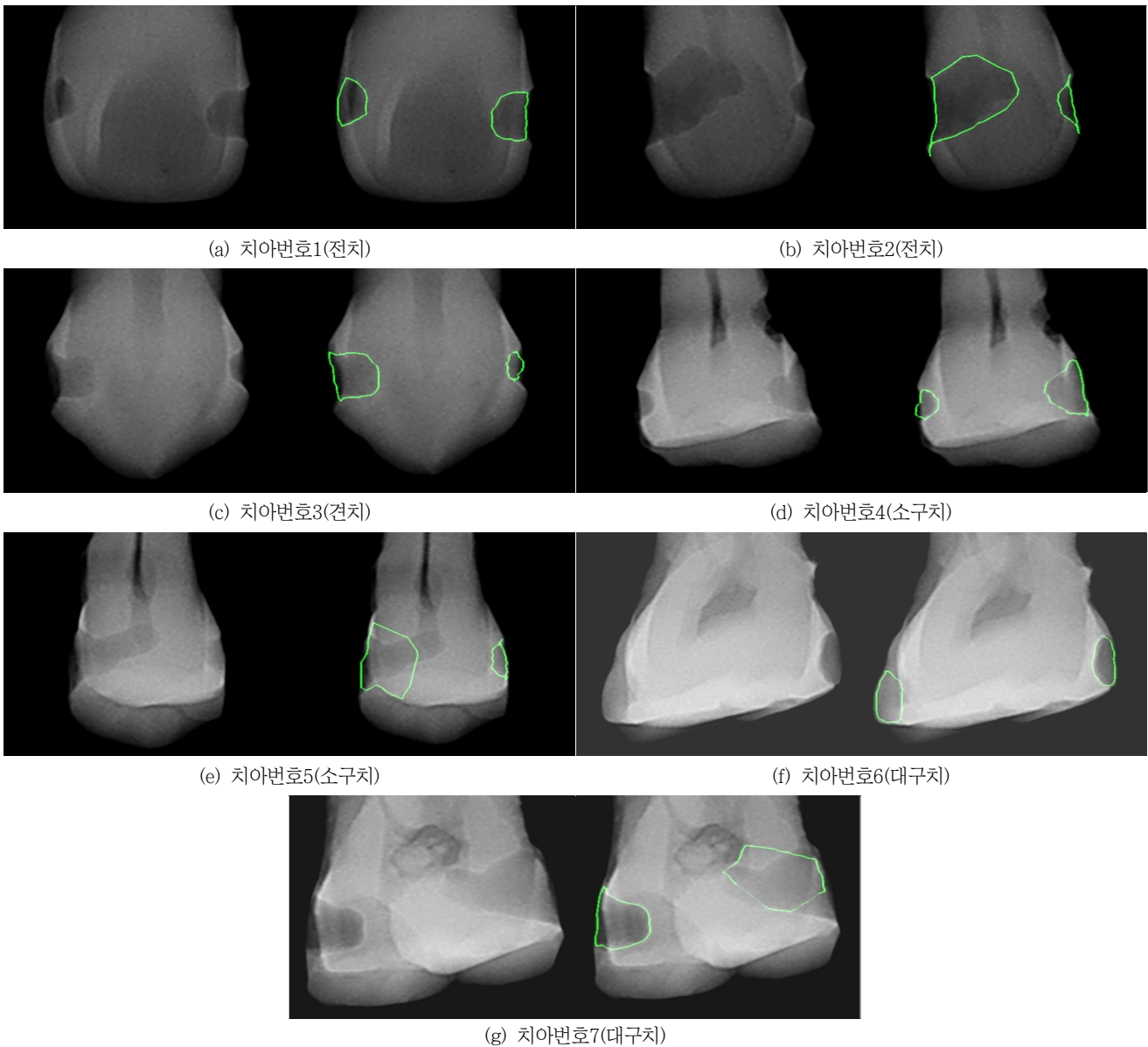


그림 6 탐색 결과
 Fig. 6 Detection result

이더로 표현하고 밝은 부분은 상대적으로 적은 데이터로 표현을 함으로 와동에 희미한 부분을 도출한 후에 양방향 필터를 사용하여 영상의 경계를 보존하면서 노이즈를 제거했다. 또한 LoG 과정을 통하여 세밀하게 에지를 구하고 그 후에도 남아있는 노이즈를 제거한 후, 골격화를 통하여 병변의 윤곽선을 찾았고 스네이크 알고리즘을 통하여 탐색한 병변의 윤곽선을 나타내었다. 본 프로그램의 성능 테스트는 7개의 치아 팬텀 영상을 기반으로 진행하였으며 각각 두 개씩 서로 다른 와동 14개에 대하여 알고리즘을 적용하였다. 그 중 경계면이 흐릿하거나 대조도, 입체감 차이에 의하여 발생한 2가지의 경우를 제외하고는 남은 12개의 와동의 경계면은 정확하게 구분하였다.

제안된 알고리즘은 크기가 큰 와동의 경우 골격화를 통하여 윤곽선을 나타내었을 때 와동에서 희미한 부분의 윤곽의 정보가 크기가 작은 와동보다 많이 나타나지 않았고 스네이크 알고리즘의 움직임이 밖에서 안으로 수렴하기 때문에 병변 주변 노이즈가 완벽히 제거 되지 않았다면 노이즈에 의하여 병변의 윤곽선으로 정확히 수렴하지 못하는 경우가 있었다. 또한 실제 3차원의 치아를 2차원인 X-선 영상으로 변환되는 과정에서 발생하는 영상의 입체감으로 인한 차이가 발생하여 와동의 탐색 위치는 맞으나 결과 영상의 차이가 발생했다. 그렇기 때문에 향후 발전 방향으로는 안에서 밖으로 발산하는 스네이크 알고리즘으로 보완, 적용하여 인식률을 높일 수 있을 것이라 생각되며 기계학습과 패턴 인식 알고리

즘을 추가하여 특이하고 다양한 모형의 치아 와동에서의 병변의 검출률을 높일 수 있도록 알고리즘을 개발할 예정이다.

감사의 글

본 연구는 NAVER(주)에 의해 지원된 과제로 수행되었음. 2015년도 강원대학교 대학회계 학술연구조성비로 연구하였음(관리번호-520150459). 아울러 실험 영상을 제공해주신 이화여자대학교 이레나 교수님과 허장용 박사님에게 감사드립니다.

References

[1] C. Youn-Hee, "International Caries Detection and Assessment System (ICDAS)" THE JOURNAL OF THE KOREAN DENTAL ASSOCIATION, vol. 49, pp. 451-460, 8 2011.

[2] I.A. Pretty, "Review-Caries detection and diagnosis: Novel technologies," in Journal Of Dentistry - Elsevier, vol. 34, 2006, pp.727-739

[3] A. Lussi, S. Imwinkelried, N.B. Pitts, C. Longbottom, e. Reich, "Performance and reproducibility of a laser fluorescence system for detection of occlusal caries in vitro" in Caries Research, vol. 33, 1999, pp. 261-266.

[4] L. Karlsson, "Caries detection methods based on changes in optical properties between healthy and carious tissue." in International journal of dentistry, 2010.

[5] S. Datta and N. Chaki, "Detection of dental caries lesion at early stage based on image analysis technique," in 2015 IEEE International Conference on Computer Graphics, Vision and Information Security (CGVIS), 2015, pp. 89-93.

[6] J. Huh, H. Nam, J. Kim, J. Park, S. Shin, and R. Lee, "Studies of Automatic Dental Cavity Detection System as an Auxiliary Tool for Diagnosis of Dental Caries in Digital X-ray Image," Prog Med Phys, vol. 26, pp. 52-58, 3/2015.

[7] M. T. Juliana Gomez, Pretty, R.P. Ellwood1 and A.I. Ismail, "Non-cavitated carious lesions detection methods: a systematic review," 2013.

[8] NB Pitts, KR Ekstrand andThe ICDAS Foundation, "International Caries Detection and Assessment System (ICDAS) and its International Caries Classification and Management System (ICCMS) - Methods for staging of the caries process and enabling dentists to manage caries Community Dent. Oral. Epidemiol., Vol. 41," pp. 41-52, 2013.

[9] R. E. w. Rafael C. Gonzalez, "Digital Image Processing 3rd Edition," pp. 111-113, 2008.

[10] M. Elad, "On the Origin of the Bilateral Filter and Ways to Improve It," 2002.

[11] R. K. Ramesh Jain, Brian G. Schunck, "MACHINE VISION," pp. 140-185, 1995.

[12] G. Louverdis, Vardavoulia, M. I., Andreadis, I., & Tsalides, P, "A new approach to morphological color image processing.," Pattern recognition, pp. 35(8), 1733-1741, 2002.

[13] J. S. K. a. J. K. Y. G. Kim, "Haptic Rendering based on Real-time Video of Deformable Bodies using Snakes Algorithm," Int. Conference on HCI, 2007.

[14] H. Y. Seongsil Yang, "Experimentation and Evaluation of Energy Corrected Snake(ECS) Algorithm for Detection and Tracking the Moving Object," The KIPS Transactions : PartB, 2009.

[15] A. W. MICHAEL KASS, and DEMETRI TERZOPOULOS, "Snakes: Active Contour Models," 1987.

저 자 소 개



허창회(Chang-hoe Heo)

1990년 11월 12일생. 2015년도 강원대 전자공학과 졸업. 2015년~현재 강원대학교 BIT 의료융합학 석사과정
E-mail : gobonk@kangwon.ac.kr



김민정(Min-jeong Kim)

1993년 03월 16일생. 2016년도 강원대 전자공학과 졸업. 2016년~현재 강원대학교 BIT 의료융합학 석사과정
E-mail : mjeong9316@kangwon.ac.kr



조현종(Hyun-chong Cho)

2009년 미국 플로리다 대학교 전기컴퓨터공학과 졸업 (석사, 박사). 2013년~현재 강원대학교 전기전자공학부 및 BIT의료융합학 조교수