

X선 영상 기반 치아와동 컴퓨터 보조검출 시스템에서의 동적윤곽 알고리즘 비교

A Comparison of Active Contour Algorithms in Computer-aided Detection System for Dental Cavity using X-ray Image

김 대 한* · 허 창 회** · 조 현 종†
(Dae-han Kim · Chang-hoe Heo · Hyun-chong Cho)

Abstract - Dental caries is one of the most popular oral disease. The aim of automatic dental cavity detection system is helping dentist to make accurate diagnosis. It is very important to separate cavity from the teeth in the detection system. In this paper, We compared two active contour algorithms, Snake and DRLSE(Distance Regularized Level Set Evolution). To improve performance, image is selected ROI(region of interest), then applied bilateral filter, Canny edge. In order to evaluate the algorithms, we applied to 7 tooth phantoms from incisor to molar. Each teeth contains two cavities of different shape. As a result, Snake is faster than DRLSE, but Snake has limitation to compute topology of objects. DRLSE is slower but those of performance is better.

Key Words : Dental caries, Snake algorithm, DRLSE, CAde, Active contour algorithms

1. 서 론

우리나라 국민의 구강건강을 위협하는 대표적인 질환으로 치아우식증(Dental caries)이 있다. 유병률이 줄어드는 추세이긴 하나 아직도 남녀 평균 30%정도가 1개 이상의 치아우식증을 가지고 있는 만큼 치아우식증은 대표적인 구강병 중 하나이다[1].

보통의 치아우식증 진단은 디지털 X-선 영상을 치과 의사를 통해 진단한다. 이는 치과 의사가 육안으로 관찰하여 의사의 개인적인 지식과 경험에 바탕을 한 주관적인 판단에 의존하게 된다. 그렇기 때문에 육안으로 확인하기 어려운 특이하고 복잡한 형태의 치아의 경우는 다양한 이유로 잘못된 판단을 내릴 수 있다. 우식증을 초기에 발견하면 간단한 처치만으로 회복할 수 있겠지만 발견하지 못하였을 경우 시간이 지남에 따라 악화될 가능성이 있다. 따라서 의사의 정확한 진단은 치료의 예후를 결정하는데 있어 중요한 역할을 한다. 대부분의 치과 진료에서는 치과 의사의 경험과 지식을 기반한 육안검사 및 촉감에 의존하고 있다. 이러한 방법이 대부분의 충치병변을 감지 할 수 있지만, 이 외에도 의사의 치아우식증을 판별할 수 있는 다양한 방법들이 존재한다.

치아조직의 저항을 측정하여 판별하는 Electronic caries monitor (ECM), 육안으로 빛의 산란현상을 이용하여 판별하는 Fiber optic translumination(FOTI)와 디지털 영상을 이용한 Digital imaging FOTI(DiFOTI), 형광을 이용하여 모니터링할 수 있는 Quantitative light-induced fluorescence(QLF)와 DIAGNOdent (DD)가 있으며, 초음파를 이용한 Ultrasonic Caries Detector (UCD)가 있다. FOTI와 DiFOTI는 낮은 민감도를 갖고, ECM, QLF 등의 방법은 좋은 성능을 가지지만 비용이 증가한다. 그렇기 때문에 다른 추가적인 장치가 필요하지 않은 디지털 X-선 영상을 이용한 치아 우식 병변 검출 시스템이 가장 많이 연구되고 있다[2-4]. 이번 연구는 국제 충치 탐지 평가시스템인 ICDAS (International Caries Detection and Assessment System)에서 제시한 3 mm² 이상의 면적을 가지는 병변을 검출 하는 것을 목적으로 디지털 X-선 영상의 와동 진단 보조 시스템을 개발하였다[5]. X-선 영상에서의 치아 우식검출은 병변 형태가 다양하기 때문에 검출하기 까다롭다. 특히 치아 인접면의 경우 관측하기 더 어렵다. 병변 검출을 위해 사용하는 영상분할의 대표적인 방법으로 Active Contour model(동적 윤곽선 모델)이 있다. Active Contour Model은 Parametric model(매개변수 모델)과 Geometric model(기하학적 모델)로 분류할 수 있다. 스네이크(Snake)는 대표적인 매개변수 모델로 에너지가 최소화 되도록 정의된 함수를 통하여 초기 곡선으로부터 점진적으로 변화시켜 물체의 외곽을 찾는 방식이고, 레벨셋 방법(Level set method)은 기하학적 모델로 관심영역의 형태변화에 대하여 쉽게 적응할 수 있고 동시에 다수의 객체를 검출할 수 있다. 기존의 영상처리 분야에서 사용되고 있는 Active Contour model 중 스네이크 알고리즘과 레벨

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

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

** Department of Medicine, University of Ulsan College of Medicine, Korea

Received : August 6, 2018; Accepted : November 5, 2018

셋 방법에서 거리 정규화항을 추가한 DRLSE(Direct Regularized Level Set Evolution) 알고리즘을 기반으로 한 치아 와동 검출 프로그램을 비교하였다.

2. 이론 및 방법

2.1 전처리 과정(Pre-processing)

치아의 X-선 영상은 와동과 주변과의 경계가 모호하며 조직 내에서도 치아의 두께차이와 같은 다름이 생기기 때문에 와동의 윤곽을 정확하게 찾는 것은 어려운 일이다. 또한 X-선 촬영 시에 생기는 노이즈와 밝기차이가 생긴다. 전처리 과정은 알고리즘을 적용하기 적합한 영상을 만들도록 한다. 전처리로는 명암 대비 스트레칭, 양방향 필터, 캐니 엣지가 사용되었다.

2.1.1 명암 대비 스트레칭(Contrast Stretching)

X-선 영상 획득 시 영상의 밝기 차이가 발생한다. 이를 보정하기 위해서 명암 대비 스트레칭 변환을 적용하였다. 히스토그램이란 어떤 데이터가 얼마나 많은지 나타내는 도수 분포표를 그래프로 나타낸 것이다. 영상이 보기에 선명하고 깨끗하게 보이려면 어두운 부분에서 밝은 부분까지 히스토그램이 고루 분포되어 있어야한다. 명암 대비 스트레칭이란 명암 분포가 좁은 히스토그램을 좌우로 잡아당겨 고른 명암 분포를 가진 히스토그램이 되게 하는 것이다. 히스토그램의 분포가 바뀐다는 것은 영상 내의 화소 값의 분포가 바뀐다는 것을 의미한다. 각 픽셀의 값을 식 (1)에 적용하면 새로운 값을 정할 수 있다. 따라서 영상의 화질이 변경되고 개선될 수 있는 것이다.

$$new\ pixel = (pixel - low) * \frac{255}{\Delta x}, \Delta x = high - low \quad (1)$$

2.1.2 양방향 필터(Bilateral filter)

양방향 필터는 경계를 보존하면서 노이즈를 감소시키는 필터로, 두 종류의 필터가 합쳐서 양방향 필터라 불린다. 양방향 필터는 블록내의 화소의 위치차이에 따라 영역필터를 지정하고 화소 값의 차이에 따라 범위 필터를 지정하여 이 둘의 각각 가중치에 따라 적용하는 방식이다. 이를 수식으로 표현하면 다음과 같다.

$$\tilde{I}(x) = \frac{1}{C} \sum_{y \in ohm} e^{-\frac{\|y-x\|^2}{2\sigma_s^2}} e^{-\frac{|I(y)-I(x)|^2}{2\sigma_r^2}} I(y) \quad (2)$$

σ_s 는 화소 위치 차이에 대한 가중치, σ_r 는 화소 값의 차이에 대한 가중치를 나타낸다. x 는 현재 화소의 좌표, $I(x)$ 는 x 의 화소 값, y 는 필터링 범위로 설정된 ohm 내의 주변 화소의 좌표, ohm 는 필터링할 윈도우의 범위, $I(y)$ 는 y 의 화소 값을 나타낸다. C 는 표준화 상수로 다음과 같다.

$$C = \sum_{y \in ohm} e^{-\frac{\|y-x\|^2}{2\sigma_s^2}} e^{-\frac{|I(y)-I(x)|^2}{2\sigma_r^2}} \quad (3)$$

양방향 필터는 다른 필터와 달리 σ_s 와 σ_r 두 가지 파라미터를 모두 고려하기 때문에 노이즈를 감소시키고 엣지부분은 보존할 수 있다.

2.1.3 캐니 엣지(Canny edge)

엣지는 이미지의 경계를 특징짓기 때문에 이미지 처리에 있어 중요한 요소이다. 엣지를 찾는 프로세스는 처리할 데이터의 양을 크게 줄임과 동시에 객체 경계에 대한 유용한 구조 정보를 보존하여 이미지 분석을 단순하게 한다. 캐니 엣지 검출기는 최적의 엣지 검출기로 알려져 있다. 캐니 엣지는 1986년 John F. Canny에 의해 개발된 알고리즘이다[6]. 캐니 엣지는 낮은 에러율, 정확한 엣지 점들의 위치, 겹치지 않는 단일 엣지 점의 응답 이렇게 세 가지의 장점을 보인다. 연구에 사용된 캐니 엣지는 다음과 같이 5단계로 적용하였다[7].

1. 잡음을 제거하기 위한 스무딩 단계
2. 이미지의 경사도(미분)값을 통해 엣지를 찾는 단계
3. 소벨 마스크로 엣지의 강도와 방향을 추출하는 단계
4. 비역제(Non maximum suppression)적용단계
5. Double thresholding 적용 단계

이렇게 적용한 전처리 과정들은 스네이크와 DRLSE가 더 윤곽선을 잘 찾도록 도움을 준다.

2.2 스네이크 알고리즘

Kass[8]에 의해 처음 소개된 스네이크 알고리즘은 정의된 에너지 함수가 최소화 연산을 반복하여 스네이크 포인트를 이동한다. 이는 객체 방향으로 이동하여 객체 윤곽을 찾는 방법이다. 스네이크 알고리즘의 개념을 그림 1과 같이 나타내었다. 스네이크 각 포인트를 $V_{s,t,i} = (x_{s,t,i}, y_{s,t,i})$ 라 했을 때 s 는 스네이크, t 는 시간, i 는 i 번째 스네이크 포인트를 나타내고, x 와 y 는 각 스네이크 포인트의 좌표를 나타낸다. 그림1와 같이 스네이크는 초기 포인트에서 에너지 함수를 최소화하도록 연산을 반복하여 스네이크 포인트 간격들이 점진적으로 같은 간격이 되면서 스네이크 포인트를 연결한 윤곽선은 원모양을 띤다. 스네이크 포인트들의 움직임은 물체의 윤곽의 도달하거나 에너지 포화현상으로 더 이상 연산할 수 없을 때 멈춘다.

스네이크 알고리즘의 움직임은 다음과 같이 정의된 에너지 함수에 기반하여 움직인다.

$$E_{snake}^* = \int_0^1 E_{snake}(V(s))ds \quad (4)$$

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

$$E_{int} = \alpha(s) |V_s(s)|^2 + \beta |V_{ss}(s)|^2 \quad (5)$$

$$E_{exp}(V(s)) = -\gamma |\nabla f(V(s))|^2 \quad (6)$$

스네이크 함수는 내부에너지(E_{int})와 외부에너지(E_{ext})로 나눌

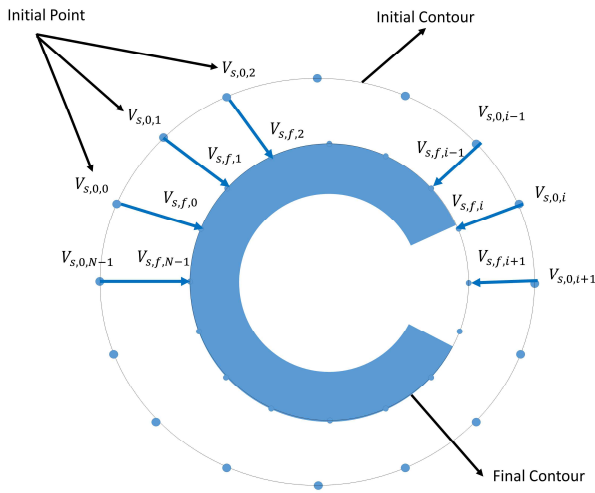


그림 1 스네이크 방법의 흐름도
Fig. 1 Snake algorithm process

수 있는데 다시 내부에너지는 식 (5)과 같이 나타낼 수 있다. α , β 는 가중치를 의미하고 V_s 는 1차 미분 V_{ss} 는 2차 미분을 뜻한다. 내부에너지는 스네이크 포인트들의 간격을 조절하고 곡선의 모양을 결정한다. 외부에너지는 식 (6)과 같이 표현할 수 있는데, ∇ 는 Gradient, f 는 스네이크 포인트의 명암 값, r 는 가중치를 나타낸다. 외부에너지는 경사도가 큰 값에서 점진적으로 작은 값을 갖게 하여 스네이크 포인트가 개체 윤곽에서 정지되도록 한다. 앞서 말했듯이 같이 초기 스네이크 포인트에서 연산을 반복하여 스네이크 포인트들을 물체방향으로 이동시켜 윤곽을 추출한다. 이때 내부에너지 E_{int} 와 외부에너지 E_{exp} 의 가중치를 조절하여 적절한 조합을 찾는다. 스네이크 방법은 다른 방법들에 비해 계산이 간단하여 빠르게 윤곽을 찾을 수 있다. 그러나 스네이크는 원모양을 기반으로 하기 때문에 원이나 타원 모양이 아닌 다른 모양에 있어서 윤곽을 제대로 추출하지 못하는 단점이 있다.

2.3 DRLSE 알고리즘

스네이크는 계산량이 적어 빠르게 윤곽을 찾을 수 있지만, 개체가 원 모양이 아닌 복잡한 경우에는 제대로 경계에 도달하지 못하는 한계가 있다. 하지만 이러한 복잡한 경우에 영상을 분할하는 방법으로 레벨셋방법과 이를 보완한 DRLSE (Direct Regularized Level Set Evolution) 알고리즘이 알려져 있다. Osher와 Shehian에 의해 처음 소개된 레벨셋 방법[9]은 곡선의 암시적 표현 방법을 이용한 방식으로 처음에 설정한 곡선의 초기 윤곽을 몇 번의 업데이트를 통해 곡선을 전개해나가면서 찾고자 하는 물체의 경계로 윤곽을 수렴해 나가는 방식이다. DRLSE는 거리 정규화항을 기존 레벨셋 에너지 함수에 추가시킨 방법이다.

본 논문에서는 레벨셋(level set)함수를 이용하여 윤곽선을 구성하는 Chan-Vese모델[10]을 적용하고, 에너지 함수는 DRLSE를 사용하였다. DRLSE는 기존의 에너지함수에 거리정규화항을 포함시켜 수렴의 안정성과 시간을 향상시킨다.

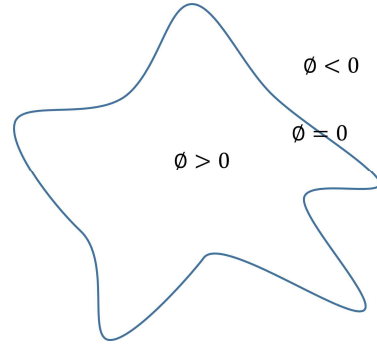


그림 2 레벨셋 함수
Fig. 2 Level set function

$\phi: ohm \rightarrow R$ 를 도메인 Ω 에 정의된 레벨셋 함수라고 한다. 레벨셋 함수는 그림 2와 같이 표현할 수 있다. 윤곽선 기준 안쪽 부분은 $\phi > 0$, 바깥쪽 부분은 $\phi < 0$, 윤곽선은 $\phi = 0$ 이라고 정의한다. 레벨셋 함수를 이용하여 $\phi = 0$ 인 지점을 찾아 윤곽선을 찾는다. 이때 레벨셋 함수에 의한 에너지함수($E(\phi)$)를 다음과 같이 정의한다.

$$E(\phi) = \mu R_p(\phi) + E_{ext}(\phi) \tag{7}$$

여기서 μ 는 0보다 큰 실수, $R_p(\phi)$ 는 거리 정규화항으로 레벨셋함수 ϕ 가 거리 함수와 얼마나 가까운지 나타내는 항으로 에너지 밀도 함수 p 를 이용하여 다음과 같이 정의된다.

$$R_p(\phi) = \frac{1}{2} \int_{ohm} p(|\nabla\phi|)^2 dx \tag{8}$$

E_{ext} 는 이미지에 대한 외부에너지로 식(9)과 같이 정의된다.

$$E_{ext}(\phi) = \int_{ohm} |u_0 - c_1|^2 H(\phi) dx + \int_{ohm} |u_0 - c_2|^2 (1 - H(\phi)) dx \tag{9}$$

함수 H 는 Heaviside함수이고, 상수 c_1, c_2 는 그 영역에서의 평균값을 의미한다. 영상의 이미지분할의 경우 더 좋은 효과를 내기 위해 엣지(edge)기반 정보를 사용하였다. 그러기 위해 선행작업으로 엣지(edge)에 대한 최적화 작업이 필요하다. 엣지 함수 g 는 다음과 같이 정의한다.

$$g = \frac{1}{1 + |\nabla G_\sigma * u_0|^2} \tag{10}$$

G_σ 는 표준 편차 σ 를 갖는 가우시안 커널로 사용되는 컨볼루션은 노이즈를 줄이기 위해 이미지를 부드럽게 하는데 사용된다. 엣지 함수 g 는 엣지에서 0에 가까운 함수 값을 갖는다. 레벨셋 함수를 다시 재정의하면 다음과 같다[11].

$$E(\phi) = \mu R_p(\phi) + \lambda L_g(\phi) + \alpha A_g(\phi) \quad (11)$$

$$L_g(\phi) = \int_{ohm} g\delta(\phi) |\nabla\phi| dx \quad (12)$$

$$A_g(\phi) = \int_{ohm} gH(-\phi) dx \quad (13)$$

스네이크 알고리즘과 DRLSE를 이용하여 각각 정의된 에너지 함수가 가장 최소화되는 윤곽선을 찾아낸 것이 목적이다.

3. 결 과

본 논문에서는 서로 다른 형태와 모양을 가진 팬텀치아의 X선 영상에서 알고리즘을 적용하여 치아와동을 검출하였다. 팬텀치아는 전치 2개, 견치 1개, 소구치 2개, 대구치 2개 총 7개의 치아로 구성되어 있다. 팬텀치아는 제 3대구치를 제외한 성인 치아 1번 중절치부터 7번 제2대구치까지 7종의 자연치아를 확보한 후에, 인위적으로 다른 형태의 구멍을 만들었다. X-선 영상획득을 위해 구내 X-선 발생장치(모델명: CS 2100, 제조회사: Carestream Dental LLC, USA)를 이용하였고, X-선 조사 조건은 관전압 60kV, 관전류 7mA, 그리고 노출시간 0.125s으로 조정하였다[3]. 치아마다 2개의 와동이 존재하며 총 14개의 와동에 대해 스네이크 알고리즘과 DRLSE 알고리즘을 각각 적용하였다. 알고리즘은 Intel® Xeon® Silver 4110 Processor, 128GB DDR4 RAM, NVIDIA Titan XP의 환경에서 진행하였다. 스네이크는 초록색, DRLSE는 빨간색으로 나타내었다. 그림 3를 보면 이 실험의 전체적인 시스템의 흐름을 확인할 수 있다. 사용자에게 ROI (Region of Interest)를 설정하면, 전처리 과정을 거쳐 스네이크 알고리즘과 DRLSE 알고리즘을 적용한다. 초기 윤곽선 설정은 윤곽선의 추출결과에 많은 영향을 준다. 본 논문에서는 병변을 충분히 포함하는 사각형을 설정하고, 두 알고리즘에 동일하게 적용하였다. 알고리즘들은 초기 윤곽선으로부터 최소화 연산을 반복

하여 예상되는 병변의 윤곽선을 찾을 수 있다. 스네이크의 가중치는 연속성에너지, 곡률 에너지, 이미지 에너지로 이루어져 있는데 각각 0.45, 0.26, 0.28 로 설정하였다. DRLSE에서는 에너지 함수의 파라미터 μ 는 0.2/3, λ 는 5, α 는 1.1, 엣지 함수 g 의 가우시안 커널 파라미터 σ 를 20으로 설정하였다. 시스템은 그림 4는 팬텀치아 X선 영상에 스네이크와 DRLSE 알고리즘을 각각 적용한 결과를 보여준다.

그림 4는 스네이크와 DRLSE 알고리즘 적용 결과 영상이다. 각 치아의 맨 왼쪽 영상은 치과 전문의가 표시한 와동영역 (ground truth)을 나타내며 이후 오른쪽의 영상들은 차례대로 스네이크, DRLSE를 적용한 영상이다. 스네이크와 DRLSE의 이미지 분할형태의 가장 큰 특징은 윤곽을 이루는 형태이다. 기본적으로 스네이크는 스네이크 에너지 함수에 기반하여 원형의 형태를 이룬다. 스네이크 포인트를 기준으로 포인트 간에 같은 간격이 되면서 원형의 형태를 이루고 같은 간격이 되거나 경계에 머물렀을 때 더 이상 수렴하지 않고 멈추는 특징이 있다. 이러한 특징은 찾기자 하는 병변이 원형이나 타원형이 아닐 경우 제대로 찾지 못한다. 그림 4의 1번 전치와 6번 대구치의 경우 와동의 형태가 비교적 원형을 띄어 정확하게 찾았다. 하지만 5번 소구치의 왼쪽 와동의 사진을 보면 와동 경계에 제대로 수렴하지 못하고 원형으로 수렴한 것을 볼 수 있다. DRLSE는 스네이크와 달리 형태가 고정되지 않고 에너지 포화현상이 없기 때문에 더 세밀하게 병변을 찾을 수 있었다. 대부분의 치아에서 DRLSE가 스네이크에 비해 모서리 부분까지 병변 탐지 하는 것을 확인 할 수 있다. 4번 소구치의 경우도 양쪽 와동 모두 치아 내부 윤곽에서 더 파고들을 확인할 수가 있다. 두 알고리즘 모두 배경과 객체의 경계에 있어서는 잘 구별은 해내었다. 하지만 일부 치아의 내부경계에 있어 잘 찾지 못한 경우가 있었다. 그 이유는 치아와 외부 경계는 명암에 차이가 두드러지게 차이가 나지만 내부경계에 있어서는 와동과 치아 명암차이가 미비하여 윤곽을 정확하게 찾지 못하였다. 또한 와동이 클 경우 일부 윤곽에서 더 이상 줄지 않고 멈추는 오류가 있었다.

표 1은 알고리즘 실행시간을 측정한 표이다. 스네이크는

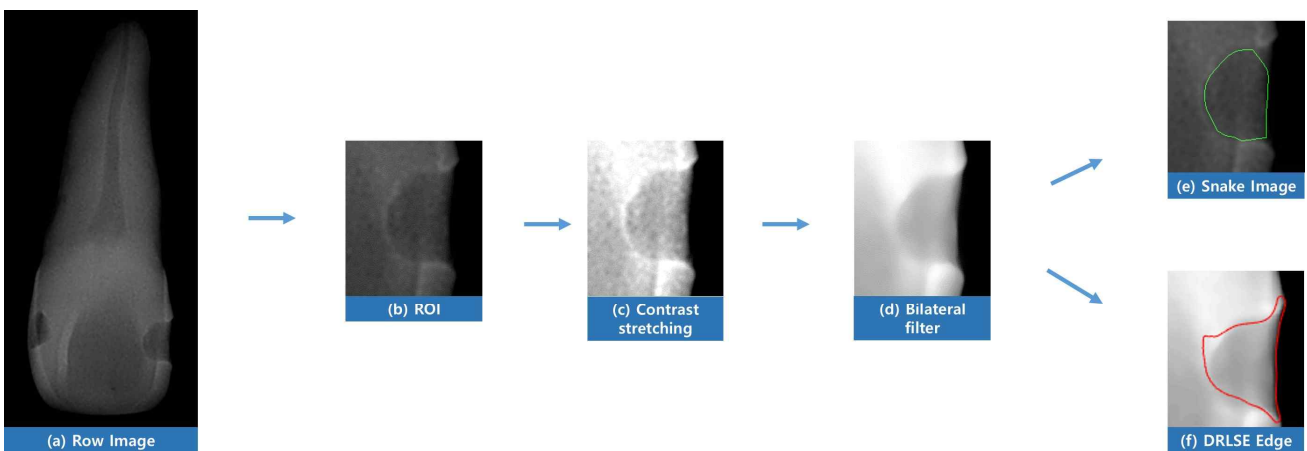


그림 3 전체 시스템 흐름도

Fig. 3 Overview of the proposed system

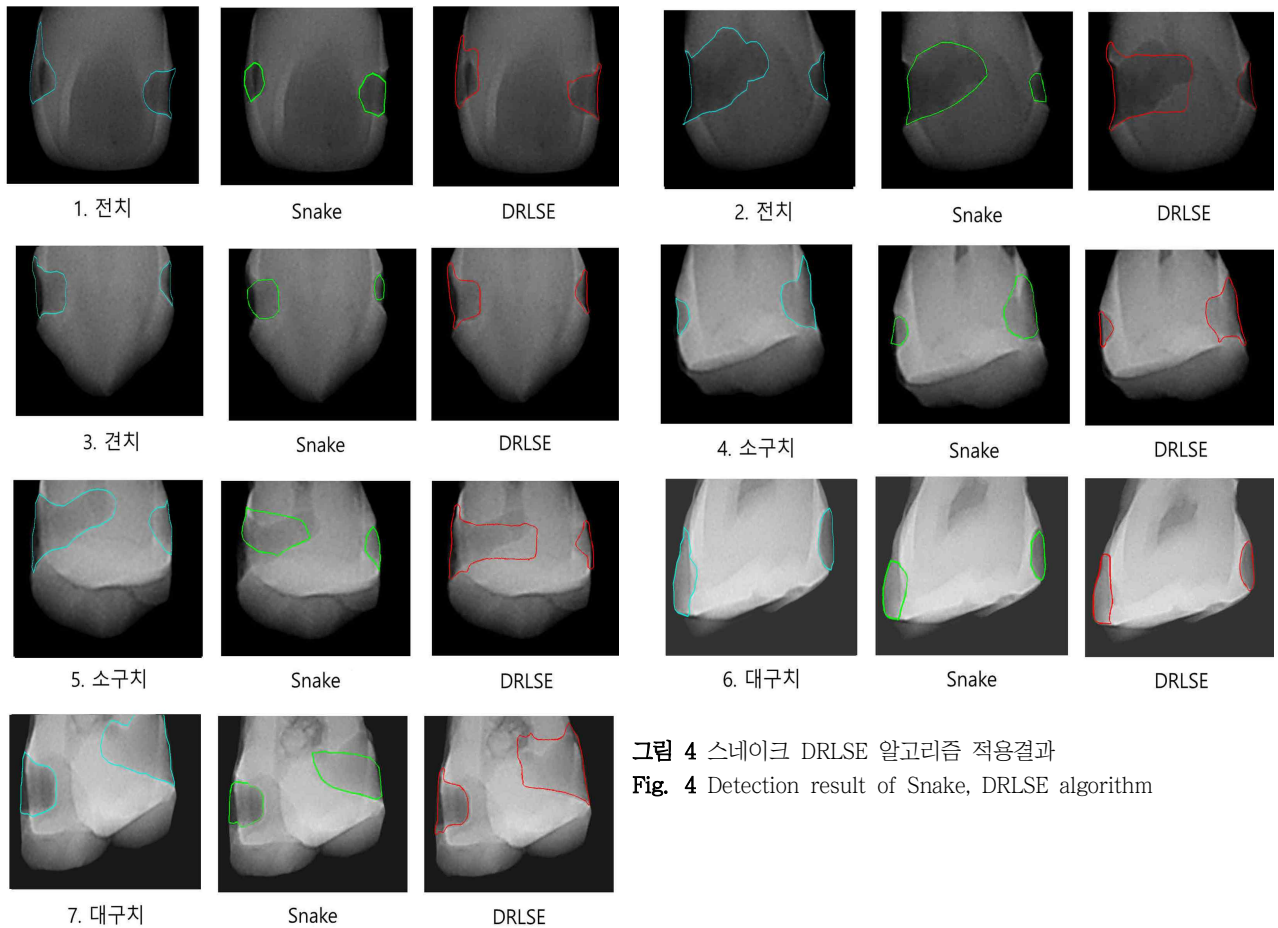


그림 4 스네이크 DRLSE 알고리즘 적용결과
 Fig. 4 Detection result of Snake, DRLSE algorithm

표 1 알고리즘 실행시간 비교

Table 1 Runtime comparison for two algorithms

소요시간(sec)	Snake		DRLSE	
	왼쪽	오른쪽	왼쪽	오른쪽
1.전치	9	7	86	90
2.전치	7	8	64	67
3.견치	9	6	84	81
4.소구치	7	7	68	68
5.소구치	8	6	67	65
6.대구치	7	8	92	86
7.대구치	7	8	76	76

DRLSE에 비해 계산량이 적어 실행시간이 빠르다. 표 1을 보면 스네이크는 평균 7.43초 DRLSE는 76.42초로 약 10배 정도 빠르다.

표 2는 치과 전문의가 표시한 와동영역과 알고리즘의 성능을 비교한 표이다. 치과 전문의의 와동영역을 보정하기 위해 파라미터 τ 를 설정하여 치과 전문의가 표시한 와동영역을 기준으로 양쪽 2mm범위를 설정해주었다. 알고리즘성능을 정량적으로 비교하기 위해 식 (14)과 같이 정확도를 정의하였다.

표 2 알고리즘 성능 비교

Table 2 Accuracy comparison for two algorithms

Accuracy ($\tau=3$)	Snake		DRLSE	
	왼쪽	오른쪽	왼쪽	오른쪽
1.전치	0.2648	0.5048	0.4564	0.4065
2.전치	0.6437	0.8333	0.4812	0.8097
3.견치	0.6485	0.5906	0.6795	0.8417
4.소구치	0.7595	0.6302	0.9222	0.5967
5.소구치	0.2721	0.5714	0.3713	0.4309
6.대구치	0.8626	0.6997	0.668	0.9333
7.대구치	0.404	0.3612	0.0361	0.398
평균	0.5748		0.5944	

P_{det} 는 알고리즘이 찾은 픽셀 수, P_{true} 는 알고리즘이 찾은 윤곽선의 픽셀 중 τ 범위 내에 속하는 픽셀 수이다. 실험결과 최종적으로 실험에 적용한 τ 는 3이다. τ 가 2일 때 스네이크 평균 정확도는 0.4343, DRLSE 0.4469로 비교적 낮으며, τ 가 4일 때 스네이크는 0.6557, DRLSE는 0.6812이었다.

$$Accuracy = \frac{Pixel_{true}}{Pixel_{det}} \quad (14)$$

4. 결 론

본 논문에서는 치아와동을 검출하기 위해 스네이크, DRLSE 두 가지의 알고리즘을 적용하고 결과를 비교하였다.

전처리 과정은 이미지 분할 알고리즘을 적용 전 잡음을 제거하고 영상의 경계를 강조하는 역할을 한다. 전처리과정으로 명암 대비 스트레칭, 양방향 필터, 캐니 엣지가 사용되었다. 명암 대비 스트레칭은 영상의 히스토그램 분포를 고르게 하여 영상이 더 잘 보이도록 하였으며, 양방향 필터를 사용하여 잡음제거와 엣지를 더 도드라지게 하였다. 캐니 엣지는 엣지만을 추출하여 알고리즘이 엣지를 찾을 수 있게 하였다. 이후 이미지 분할에는 스네이크 알고리즘과 DRLSE 알고리즘을 이용하였으며, 각 알고리즘들의 정의된 에너지함수가 가장 최소화되는 윤곽선을 찾아내었다. 그 결과 스네이크는 에너지 함수에 기반하여 초기 스네이크 포인트들간 등간격이 되어 결국 원형으로 수렴하게 된다. 이러한 특성 때문에 원형이 아닌 다른 형태의 와동을 찾는데 한계가 있었다. 레벨셋 방법을 기반한 DRLSE는 관심영역의 형태 변화에 대하여 쉽게 적응할 수 있는 장점을 가지고 있다. 스네이크 보다 계산량이 많아 시간이 걸리지만 더 세밀하게 와동을 찾을 수 있었다.

향후 팬텀치아가 아닌 실제치아 X-선 영상에 알고리즘을 적용하여 실제 환경에서는 두 가지 알고리즘이 어떻게 다른지에 대한 분석 연구가 필요하다. 또한 τ 에 따라 정확도가 달라지기 때문에 최적의 τ 값을 결정하는 것에 대한 연구가 필요하다.

감사의 글

This work was supported by the National Research Foundation of Korea(NRF) grant funded by the Korea government(MSIT) (No. 2017R1E1A1A03070297). This research was supported by the MSIT(Ministry of Science and ICT), Korea, under the ITRC(Information Technology Research Center) support program(IITP-2018-0-01433) supervised by the IITP(Institute for Information & communications Technology Promotion).

References

- [1] Ministry of Health and Welfare·Korea Centers for Disease Control and Prevention, Korea Health Statistics 2015. 2016.
- [2] I.A. Pretty, "Review-Caries detection and diagnosis : Novel technologies", in *Journal Of Dentistry - Elsevier*, vol. 34, 2006, pp. 727-739
- [3] 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.

- [4] Chang-hoe Heo, Min-jeong Kim and Hyun-chong Cho, "A Study of Computer-aided Detection System for Dental Cavity on Digital X-ray Image", *The transactions of The Korean Institute of Electrical Engineers*, Vol. 65, No. 8, pp. 1424-1429, 2016, 8.
- [5] NB Pitts, KR Ekstrand and The 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.
- [6] J. Canny, "A computational approach to edge detection", in *Readings in Computer Vision*, ed: Elsevier, 1987, pp. 184-203.
- [7] B. Green, "Canny edge detection tutorial", Retrieved: March, vol. 6, p. 2005, 2002.
- [8] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: Active contour models", *International journal of computer vision*, vol. 1, pp. 321-331, 1988.
- [9] OSHER, Stanley; SETHIAN, James A. "Fronts propagating with curvature-dependent speed: algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations", *Journal of computational physics*, 79.1: 12-49, 1988.
- [10] T. F. Chan and L. A. Vese, "Active contours without edges", *IEEE Transactions on image processing*, vol. 10, pp. 266-277, 2001.
- [11] C. Li, C. Xu, C. Gui, and M. D. Fox, "Distance regularized level set evolution and its application to image segmentation", *IEEE transactions on image processing*, vol. 19, pp. 3243-3254, 2010.

저 자 소 개



김 대 한 (Dae-han Kim)

1992년 06월 26일생. 2017년도 강원대학교 전자공학전공 졸업. 2017년~현재 강원대학교 BIT 의료융합학 석사과정
E-mail : daehan@kangwon.ac.kr



허 창 희 (Chang-hoe Heo)

1990년 11월 12일생. 2015년도 강원대학교 전자공학전공 졸업. 2017 강원대학교 BIT 의료융합학 졸업(석사). 2017~현재 울산대학교 의과대학 의학과 연구원

E-mail : gobonk07@gmail.com



조 현 중 (Hyun-chong Cho)

2009년 미국 플로리다 대학교 전기컴퓨터공학과 졸업 (석사, 박사). 2013년~현재 강원대학교 IT대학 전자공학과 및 BIT 의료융합학 조교수