논 문
59-1-36

워터쉐드 기법을 이용한 개별적 치아 영역 자동 검출

Individual Tooth Image Segmentation by Watershed Algorithm

이 성 택* · 김 경 섭† · 윤 태 호**
(Seong-Taek Lee · Kyeong-Seop Kim · Tae-Ho Yoon)

Abstract - In this study, we propose a novel method to segment an individual tooth region in a true color image. The difference of the intensity in RGB is initially extracted and subsequent morphological reconstruction is applied to minimize the spurious segmentation regions. Multiple seeds in the tooth regions are chosen by searching regional minima and a Sobel-mask edge operations is performed to apply MCWA(Marker-Controlled Watershed Algorithm). As the results of applying MCWA transform for our proposed tooth segmentation algorithm, the individual tooth region can be resolved in a CCD tooth color image.

Key Words - Tooth, Color Image, Image Segmentation, Watershed, RGB, Seed.

1. 서 론

최근, 다양한 응용 분야에서 컴퓨터 비전을 이용한 물체 인식 연구가 수행되고 있는 가운데, 치과학에서도 영상처리 알고리즘을 이용하여 치아 영역을 자동 인식하려는 연구가 수행되고 있다. 특히 검시 분야에서 치아의 윤곽선 검출 기법을 적용하여 X-ray 영상에서 치아 영역을 개별적으로 인식하고, 또한 검출된 치아 영역의 특징을 파악하여 사망자의 신원을 확인할 수 있는 가능성을 제시하였다[1]. 또한 컴퓨터단층촬영 영상을 이용한 2D 또는 3D 치아 모델링과 치아 영역을 자동 분리하는 등 치아 영역의 개별적인 자동 인식에 대한 연구들도 활발히 진행되고 있다[2]. 그러나 기존의 치아 영역 검출에 대한 연구들은 대부분이 컴퓨터단층촬영 흑백 영상이나 또는 방사선 흑백 영상을 기반으로 하고 있으므로, 이러한 영상들에서의 관심 영역의 인식은 치아의 형태학적 정보를 쉽게 파악할 수 있다는 장점이 있으나, 아울러서 치아 및 잇몸의 고유한 컬러 정보를 활용할 수 없다는 단점이 존재한다. 이에 따라서 본 연구에서는 치아 영역을 효과적으로 검출하기 위해 치아 CCD 컬러 영상을 기반으로 RGB 컬러 정보의 연산 및 모폴로지 영상처리를 통한 영상 전처리과정을 수행하였고, 에지(edge) 정보를 활용한 워터쉐드 기법 (watershed algorithm)을 적용하여 치아 영역 하나 하나를 자동적으로 검출하는 영상분할 알고리즘을 제안하고자 하였다.

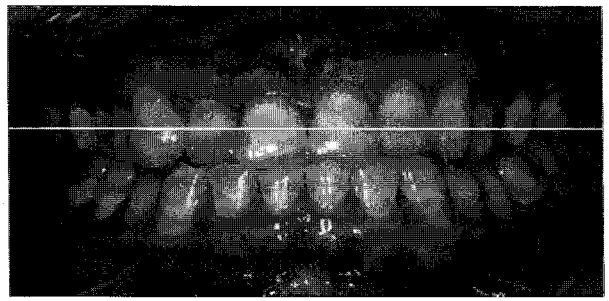
† 교신저자, 정회원 : 건국대 의료생명대 의학공학부 부교수, 건국대 의공학실용기술연구소, 공박
E-mail : kyeong@kku.ac.kr
* 준 회 원 : 건국대 의학공학부 석사과정
** 정 회 원 : 건국대 의학공학부 박사과정
접수일자 : 2009년 11월 30일
최종완료 : 2009년 12월 7일

2. 본 론

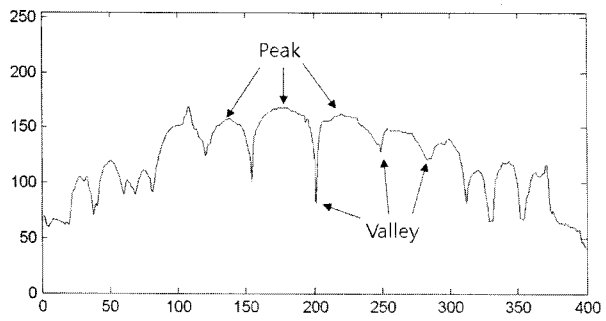
2.1 워터쉐드 알고리즘

워터쉐드 알고리즘은 컴퓨터 비전 분야에 지형학과 수문학 의 일부 이론들을 접목한 이론이다. 즉, 영상 내의 픽셀들의 집합을 하나의 지형으로 간주하고, 높낮이를 분석하는 방법이다. 여기서 높은 값을 갖는 픽셀들은 봉우리(peak) 또는 워터쉐드 라인(watershed line)으로 표현되고, 상대적으로 낮은 값을 갖는 픽셀들은 골짜기(valley) 또는 국부 최소값(regional minimum)으로 표현된다. 그림 1(a)는 치아 영상을 보여주고 있고, 그림 1(b)는 치아 영상의 라인 프로파일(line profile)을 보여주고 있는데, 봉우리와 골짜기 부분도 함께 묘사되고 있다.

워터쉐드 기법은 기본적으로 'rainfall' 과 'flooding' 워터쉐드 두 가지 방법으로 나누어진다[3]. Rainfall 워터쉐드 기법은 지형의 고도가 높은 지점에서부터 물방울을 떨어뜨려 고도가 낮은 골짜기에 물웅덩이(catchment basin)를 형성시키는 방법이다. 따라서 이러한 과정을 영상에 적용시키면, 물방울을 떨어뜨리기 전에 영상 내의 모든 국부 최소 지점은 특정 태그(tag)를 할당받게 되며, 결과적으로 생성된 각각의 물웅덩이는 태그의 값으로 구분된다. 즉, rainfall 워터쉐드 기법은 물웅덩이들을 대표하는 수많은 태그 값을 이용하여 우리가 원하는 영상 영역을 선택적으로 구분할 수 있는 기반을 제공한다. 이와는 대조적으로 flooding 워터쉐드 기법은 물을 떨어뜨리지 않고 밑에서부터 물을 채우는 기법이다. 물을 채우기 위해 그림 2(a)와 같이 모든 국부 최소 지점에 구멍을 뚫고, 이 구멍으로부터 서서히 물을 채우게 된다. 이 과정을 계속해서 수행하게 되면 수면이 상대적으로 고도가 낮은 봉우리(sub-watershed)의 고도와 같아진다. 이 때 그림 2(b)와 같이 댐(dam)을 세워서 다른 웅덩이로 물이 흘러넘치는 것을 막아준다.



(a)



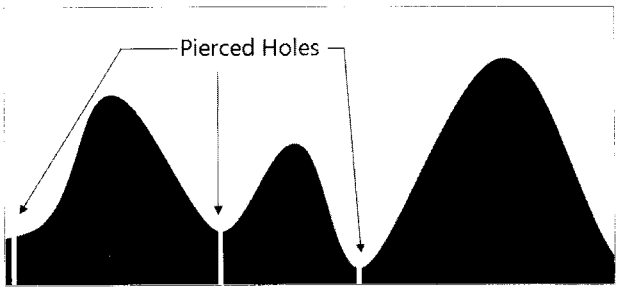
(b)

그림 1 (a) 치아 영상 및 (b) 치아 영상의 흰줄 부분에 대한 1차원 라인 intensity 프로파일.

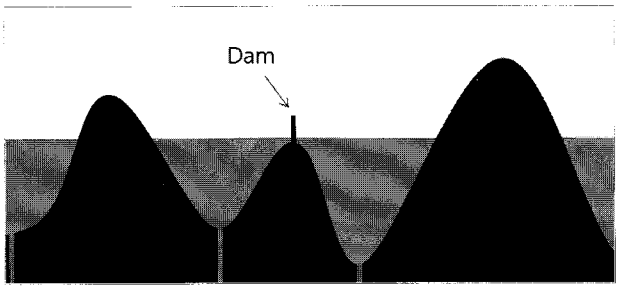
Fig. 1 Tooth image and its one dimensional line intensity profile along the white line on (a).
(a) Gray Level tooth image, (b) A line intensity profile on the white line in a tooth image of (a).

이와 같은 일련의 과정을 반복하여 영상내의 가장 높은 봉우리에 댐이 건설되는 순간까지 수면을 상승시킨다. 결국 모든 골짜기는 물로 가득 차게 되고, 각각의 물웅덩이에 태그 값을 부여하여 원하는 물웅덩이를 선택적으로 검출해 낼 수 있다. 그림 2(c)는 3개의 댐을 건설하여 4개의 물웅덩이를 검출한 flooding 워터쉐드 알고리즘의 수행 결과를 보여주고 있다.

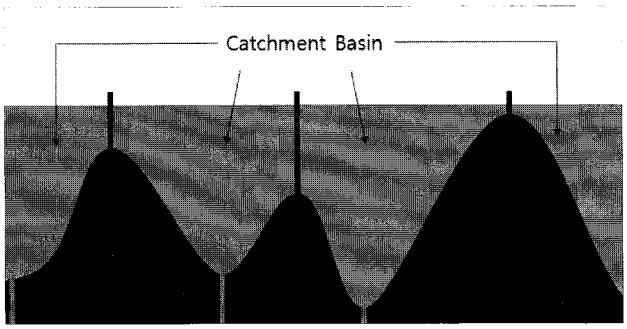
그러나 이 두 가지 기법 모두 치아 영상에서의 치아 영역 검출에 바로 적용하기에는 적절하지 않다. 그림 2를 살펴보면 검출하고자 하는 목표 영역이 골짜기로 설정되어 있으나, 디지털 영상에서의 치아 영역은 봉우리의 특성을 나타내기 때문에 단순히 골짜기의 최소지점으로부터 물을 채운다면 치아 영역이 검출되지 않는다. 따라서 본 연구에서는 기존의 알고리즘을 개선한 MCWA(Marker-Controlled Watershed Algorithm)기법을 적용하였다. MCWA는 앞서 설명한 2가지의 기법과는 달리 추출하고자 하는 영역의 경계선에 에지 정보를 이용한 댐을 미리 설치하고, 추출하고자 하는 영역의 봉우리에 구멍을 뚫어 물을 채우는 방법이다. 봉우리로부터 흘러넘치는 물방울들은 골짜기로 흐르게 되고 미리 설치한 댐에 갇힌다. 수면과 댐의 높이가 일치하는 순간마다 각 영역에 하나의 태그가 할당된다. 그림 3은 MCWA 기법을 적용했을 때의 예상 결과를 보여주고 있다.



(a)



(b)



(c)

그림 2 Flooding 워터쉐드 알고리즘 수행 결과: (a) 최소 지점에 천공 생성, (b) 워터쉐드 라인을 중심으로 댐 생성, (c) 3개의 댐들과 4개의 물웅덩이 생성.

Fig. 2 Result from applying flooding watershed algorithm: (a) piercing at regional minima, (b) dam is built on the surrounding watershed line, (c) watershed forming 3 dams and 4 catchment basins.

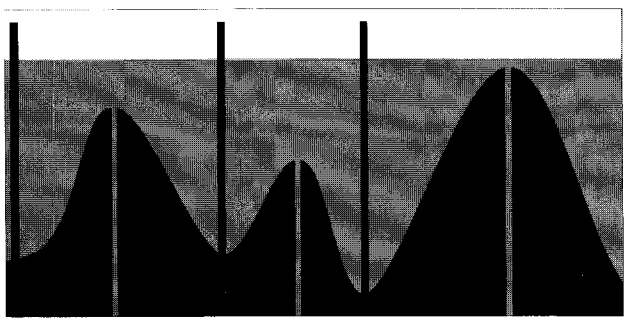


그림 3 MCWA 알고리즘 수행 결과.

Fig. 3 Result from applying MCWA algorithm.

2.2 영상 전처리 과정

본 연구에서는 모두 두 가지 전처리 과정을 수행하였다. 첫째는 RGB 컬러 정보의 차이 연산과 그리고 두 번째로 모폴로지 영상 처리를 다음과 같이 수행하였다.

2.2.1 RGB 컬러 정보의 차이 연산

일반적으로 잇몸 영역과 치아 영역은 서로 상이한 RGB 특성을 보인다. 즉, 잇몸의 영역은 붉은 색을 띠고 있기 때문에 G와 B 값에 비해 상대적으로 큰 R 값을 갖는다. 반면에 치아 영역은 RGB의 값이 골고루 높다는 특성을 가진다. 다르게 표현하면 R 채널에서는 치아와 잇몸의 스펙트럼 특성이 모두 강하게 나타나지만, G 채널에서는 치아의 특성이 더욱 강하게 나타난다고 말할 수 있다. 따라서 잇몸 영역은 치아 영역을 검출하는 데에 있어서 방해 요소로 작용하기 때문에 워터쉐드 알고리즘을 적용하기 전에 RGB 값 연산을 통하여 잇몸 영역을 최소화시켜야 한다. 결과적으로 R 채널과 G 채널의 영상의 차이 연산을 수행하면 양쪽 채널 모두에서 강한 특성 값을 가진 치아 영역의 정보가 최소화되는 반면에, 잇몸의 특성만이 강하게 표출된다. 그리고 G 채널과 잇몸 특성이 강한 영상에 대해 다시 뺄셈 연산을 수행하면 잇몸의 영역의 스펙트럼을 가지고 있는 영역들이 대부분이 제거되어 치아 영역의 특성만 남게 된다. RGB 채널 연산에 대한 순서와 수식은 식 (1), (2)와 같으며, 그림 4는 RGB 채널 사이의 차이 연산 후 대부분의 잇몸 영역들이 제거된 결과를 보여주고 있다.

$$Diff_{(R-G)}(x,y) = I_R(x,y) - I_G(x,y) \quad (1)$$

$$Out(x,y) = I_G(x,y) - Diff_{(R-G)}(x,y) \quad (2)$$

여기서 $I_R(x,y)$: 치아 영상의 R 채널 스펙트럼,
$I_G(x,y)$: 치아 영상의 G 채널 스펙트럼,
$Diff_{R-G}(x,y)$: 잇몸의 특성이 강한 영상,
$Out(x,y)$: RGB 채널 사이의 차이 연산 결과.

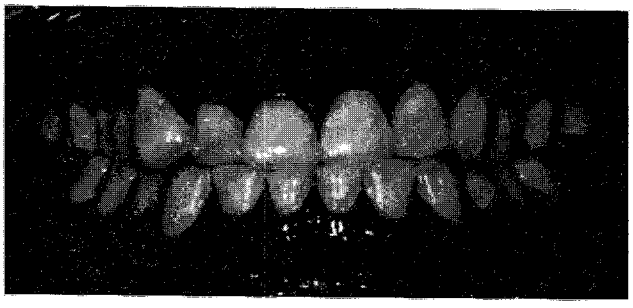


그림 4 잇몸 영역의 정보를 최소화 시킨 영상.
Fig. 4 Processed tooth image with minimizing the gingival regions.

2.2.2 모폴로지 영상처리

영상의 잡음을 제거하고, 평탄화 과정을 수행하기 위해서 모폴로지 연산을 적용한다. 그림 4에서 잡음 영역들로 간주한 잇몸 영역의 대부분이 제거됐지만, 치아 영상을 촬영할 당시에 발생한 경면반사(specular reflection)는 그대로 남아 있는 것을 알 수 있다. 따라서 경면광 영역은 치아 영역 검출에 있어서 방해요소로 작용하기 때문에 모폴로지 연산을 통해서 이를 최소화 시키고자 하였다. 평탄화 영상 처리 과정을 수행하는 또 하나의 목적은 워터쉐드 알고리즘의 효율성을 높이기 위함이다. 앞 절의 그림 1에서 보았듯이 영상의 intensity 프로파일은 부드러운 곡선으로 표현되지 않고 그림 5와 같이 매우 울퉁불퉁한 곡선(irregular curve)으로 표현된다. 이러한 구간에서는 불필요한 다수의 물웅덩이들이 형성되어 과분할(over-segmentation)로 해석될 가능성이 높으며[4], 이는 곧 치아 영역 검출의 효율성을 저하시킬 수 있다. 또한 MCWA 기법을 적용하기 위해 반드시 필요한 국부 최대(regional maximum)을 구하는 과정에서도 울퉁불퉁한 구간이 많을수록 영역 검출의 효율성이 떨어진다. 따라서 모폴로지 연산을 통하여 곡선을 부드럽게 만드는 전처리 과정이 반드시 필요하다. 그림 6은 그림 1(b)에 모폴로지 전처리과정 없이 워터쉐드 변환을 적용한 영역 분할 결과를 보여주고 있는데, 과분할 상태로 해석되었다는 사실을 파악할 수 있다.

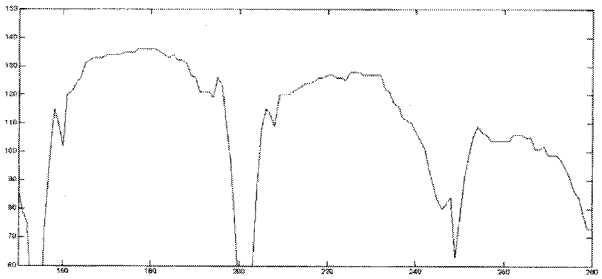


그림 5 그림 1을 확대한 라인 intensity 프로파일.
Fig. 5 The magnified line intensity profile of Fig. 1.

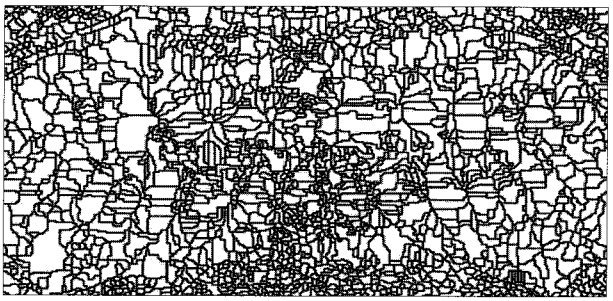


그림 6 전처리과정 없이 워터쉐드를 수행한 결과.
Fig. 6 Result of watershed transform without applying morphological operations.

모폴로지 연산를 설명하기 위해서 우선적으로 팽창 연산(dilation)은

$$X \oplus Y = \{x+y : x \in X,\ y \in Y\} \quad (3)$$

으로 정의되고, 침식 연산(erosion)은

$$X \ominus Y \subset (X^c \oplus Y)^c \tag{4}$$

와 같다. 여기서 X는 입력 영상, Y는 구조요소(structuring element)를 의미한다. 침식 연산과 팽창 연산을 순차적으로 수행하면 열림 연산(opening)을 수행할 수 있으며 열림 연산은 영상에서 작은 영역의 밝은 화소 값을 어둡게 하고, 지역적 최대값을 감소시키는 효과를 가진다. 반면에 닫힘 연산(closing)은 팽창 연산과 침식 연산을 순차적으로 수행함으로써 작은 영역의 어두운 화소 값들을 밝게 하고, 또한 지역적 최소값을 상승시키는 역할을 한다. 열림 연산과 닫힘 연산은 각각 식 (5), (6)과 같이 정의된다[5].

$$X \circ Y = (X \ominus Y) \oplus Y \tag{5}$$

$$X \bullet Y = (X \oplus Y) \ominus Y \tag{6}$$

그러나 이러한 모폴로지 연산들을 그대로 적용하면 영상의 질이 저하되는 블러링(blurring) 현상을 피할 수 없기 때문에, 본 연구에서는 기존의 모폴로지 연산을 개선한 모폴로지 재구성(morphological reconstruction) 연산을 적용하였다[6]. 재구성 연산은 구조요소를 사용하지 않고 마커와 마스크 영상을 이용하여 수행되기 때문에 모폴로지 연산을 충실히 수행할 뿐만 아니라 원 영상의 정보 대부분을 그대로 유지한다는 장점을 가진다.

재구성 연산은 두 가지 영상들을 필요로 하는데, 그 중 하나는 재구성을 시작하는 마커(marker) 영상-A이고, 나머지 하나는 재구성을 억제하는 마스크(mask) 영상-B이다. 그림 7은 재구성 열림 연산의 결과를 1차원 라인 intensity 프로파일로 보여주고 있다. 여기에서 점선은 마스크이며 그림 1(b)와 동일한 원영상의 라인 프로파일을 의미한다. 또한 가는 실선은 마커를 뜻하며, 원 영상에 침식연산을 적용한 결과를 의미한다. 굵은 실선은 재구성 열림 연산의 결과를 나타내는데, 굵은 실선을 살펴보면 원 영상의 정보 유지함과 동시에 프로파일의 거친 면이 부드럽게 변한 것을 확인할 수 있다.

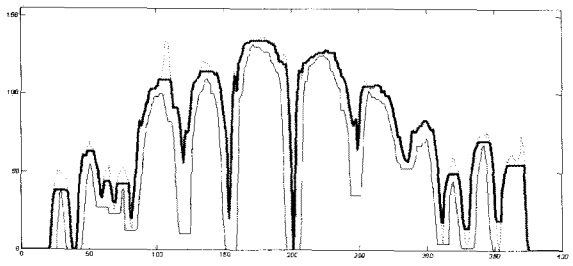


그림 7 재구성 영상의 라인 intensity 프로파일.
Fig. 7 Line intensity profile of reconstructed image.

재구성 연산은 측지학적 변환(geodisic transformations)을 기본 이론으로 삼고 있다[7]. 재구성 연산 수행 시, 마커 영상의 팽창 또는 침식은 안정도가 최대가 될 때까지 수행되는데, 안정도는 마스크 영상에 의해 결정되며 마커는 마스크에 다다를 때 최대 안정도를 갖는다. 측지학적 팽창(geodesic dilation; δ^G)은

$$\delta^G(A) = \delta_{(1)}(A) \circ \delta_{(1)}(A) \cdots \tag{7}$$

로 정의되며, 안정도가 최대가 될 때까지 최소 단위의 측지학적 팽창 (elementary geodesic dilation ;$\delta_{(1)}$)을 반복적으로 수행한다. $\delta_{(1)}$은 식 (8)과 같이 정의된다.

$$\delta_{(1)}(A) = A \oplus Y \cap B \tag{8}$$

그림 7과 같이 재구성 열림 연산을 수행한 후 재구성 닫힘 연산을 적용한다. 여기서, 기본 팽창 연산으로 구한 영상을 마커로 사용하고, 마스크는 마찬가지로 원 영상을 사용한다. 단, 이 경우에는 마커가 마스크보다 높은 값을 갖기 때문에 영상을 반전시킨 뒤 재구성 연산을 수행해야 한다. 그림 8은 영상 평탄화를 위한 재구성 열림 연산과 닫힘 연산의 전체 순서도를 보여주고 있으며, 그림 9는 평탄화 수행 후 결과 영상을 보여주고 있다.

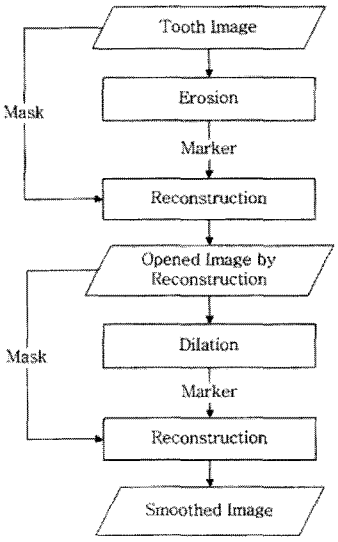


그림 8 모폴로지 재구성 적용 알고리즘의 흐름도.
Fig. 8 The flow chart of morphological reconstruction operation.

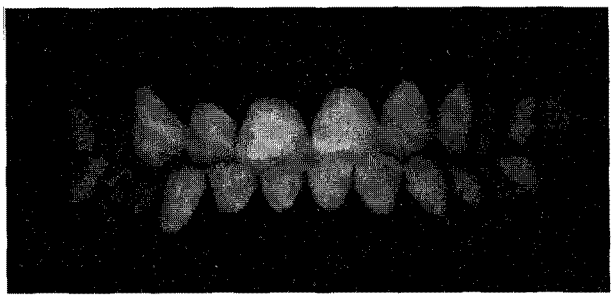


그림 9 모폴로지 재구성 기법을 이용한 영상 평탄화.
Fig. 9 Smoothed tooth image by morphological reconstruction.

2.3 국부 최대 값 검출의 위한 시드(Seed) 설정

MCWA를 적용하기 전, 치아 영역을 침수시키기 위해 시드를 설정해야 한다. 영상 내의 모든 국부 최대값은 그림 10과 같이 정의되며, 모든 국부 최대값은 시드로 지정된다[8].

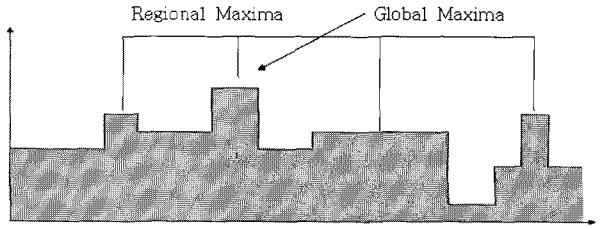


그림 10 국부 최대 값 및 전역 최대 값의 정의.
Fig. 10 Definition of regional and global maximum.

그림 11은 평탄화 수행 후의 치아 영상과 시드를 배정받은 국부 최대값을 중첩시킨 결과를 보여주고 있다.

그림 11 치아 영역 분할을 위한 시드 설정.
Fig. 11 Seeds superimposed on smoothed tooth image.

전처리 과정을 통해 잇몸 영역을 최소화 시켰기 때문에 이론적으로는 잇몸에서의 시드는 존재하지 않아야 한다. 그러나 그림 11에서와 같이 치아 외부의 영역에서 두 개의 시드가 할당된 것을 볼 수 있다. 두 개의 시드 중, 좌측 최상단에 설정된 시드는 치아 개구기(cheek rectractor)의 영역에 속한다. 치아 개구기는 치아 영상 촬영 당시 입을 쉽게 벌리기 위한 목적으로 사용되는 도구이지만, 치아 영역 검출에는 방해요소로 작용한다. 또한 중앙 최하단에 위치한 시드는 촬영 당시 주변 조명에 의한 경면 반사 때문에 잘못 설정되었다.

2.4 에지 검출(Edge Detection)

MCWA 기법을 이용하여 치아 영역을 검출하려면 그림 3과 같이 댐을 설치해야 한다. 댐을 설정하기 위해서 1차 미분 연산자인 소벨(sobel) 에지를 활용하였다. 영상에 대한 수평 에지(H_r)와 수직 에지 (H_c)를 구하고, 에지의 크기(gradient magnitude;H_{mag})를 계산하면 에지 정보를 구할 수 있다. 즉, 에지의 크기는

$$H_{mag}(x,y) = \sqrt{H_r^2(x,y) + H_c^2(x,y)} \tag{9}$$

으로 정의된다[9]. 그림 12는 검출된 소벨 에지의 크기를 보여주고 있다.

그림 12 치아 영상의 소벨 에지 검출 결과.
Fig. 12 The result of Sobel edge detection.

2.5 마커를 이용한 워터쉐드 변환(Marker- Controlled Watershed Transform)

마커를 이용한 워터쉐드 변환을 수행하기 위해서 그림 11의 시드와 그림 12의 에지 정보를 중첩시킨 영상이 필요하다. 앞 절의 그림 3에서 보았듯이 물이 차오르는 시작점인 천공과 물이 차오르는 것을 종료시키는 댐이 필요하기 때문이다. 즉, 시드가 천공이고, 에지 정보가 댐이 된다. 그림 13은 시드와 에지 정보를 중첩시킨 영상의 프로파일과 그림 9의 프로파일을 동시에 보여주고 있다. 굵은 실선은 그림 1의 프로파일을 의미하고, 가는 실선은 에지 정보를 나타낸다. 가는 실선의 불연속점은 $-\infty$의 값을 갖는 시드를 나타낸다.

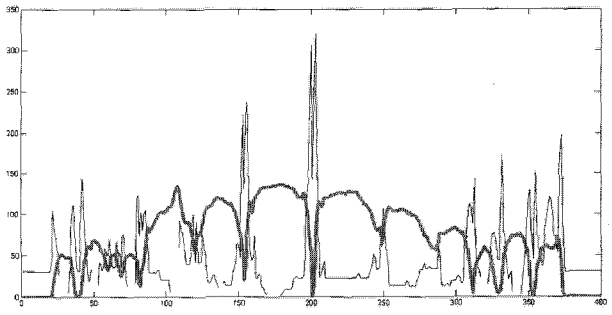


그림 13 시드를 포함한 에지 정보 프로파일과 그림 9의 치아 영역 프로파일.
Fig. 13 The profile line of edge with seed and profile line representing tooth region in Fig. 9.

그림 14는 시드와 에지정보를 중첩시킨 영상을 3D로 재구성한 결과인데, z축 방향으로 솟아오른 영역에서 에지 정보가 강하게 나타나고 있는 것을 볼 수 있다.

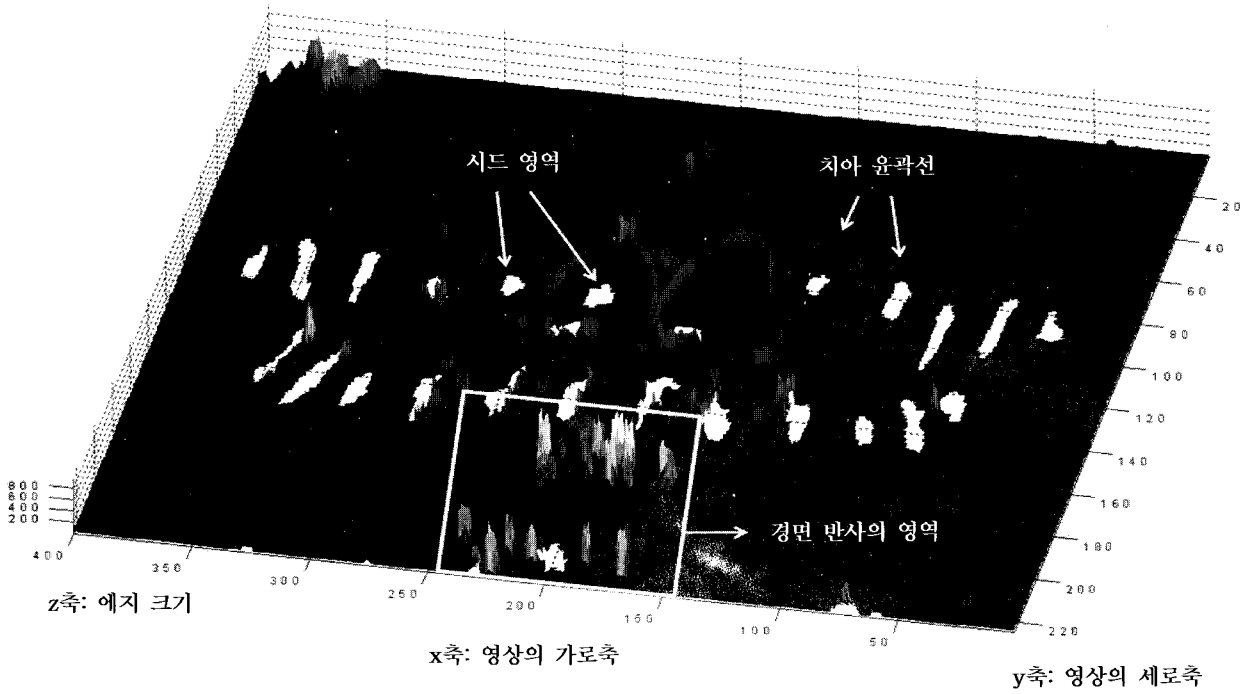


그림 14 치아 영상의 시드와 에지정보를 보여주는 3D 그래프.

Fig. 14 3D plot for displaying Sobel edge information and seed sites in a tooth image.

3. 결 과

시드와 에지정보를 중첩시켜서 최종적으로 얻은 영상에 워터쉐드 변환을 수행하면 그림 15와 같이 각각의 치아가 물울덩이를 형성하고, 각각의 물웅덩이는 고유의 태그 값을 할당받는다. 따라서 할당된 태그 값을 구별하여 치아 개개의 영역을 자동적으로 식별할 수 있다. 그림 16은 실제 개개의 치아 영역이 할당받은 태그의 값을 컬러 치아 영상과 함께 보여주고 있으며, 그림 17은 최종적으로 검출된 치아 영역 결과를 프로파일로 보여주고 있다. 굵은 실선은 치아의 라인 프로파일을, 가는 실선은 개별적 치아 영역을 표현하고 있다.

그림 15 워터쉐드 변환을 적용하여 검출한 치아의 개별적 영역.

Fig. 15 Indivisual tooth image segmentation by watershed transform.

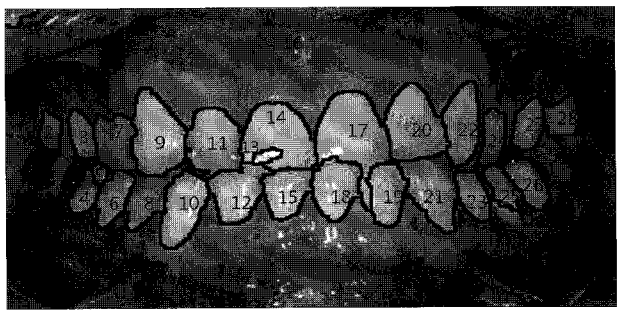


그림 16 검출된 치아 윤곽선을 컬러 치아 영상에 중첩시킨 영상.

Fig. 16 Watershed line superimposed on a color tooth image.

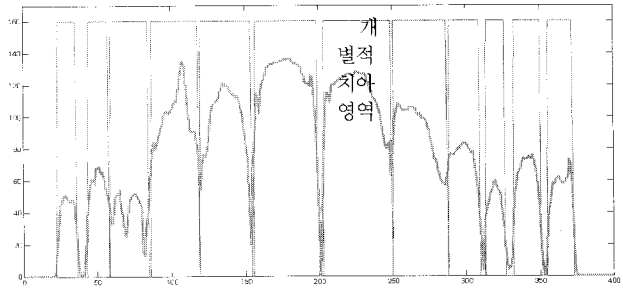


그림 17 치아 영상과 검출된 치아의 개별적 영역.

Fig. 17 The line intensity profile of original tooth image and individual tooth region.

4. 결 론

치아 영역을 자동적으로 검출하는 기존의 방법들은 X-ray 또는 CT 영상 분석을 기반으로 한다. 그러나 이러한 경우, 흑백 영상의 특성상 자동 분할 결과의 활용성 떨어진다는 단점이 존재한다. 따라서 본 연구에서는 CCD 컬러 치아 영상을 획득하여 RGB 컬러 정보를 이용한 연산 및 모폴로지 재구성 연산을 통해 전처리과정을 수행하였다. 또한 국부 최대값을 찾아 시드를 검출하였고, 소벨 에지를 이용하여 치아의 윤곽선 정보를 추출한 다음에 두 정보를 중첩시킨 영상에 MCWA 기법을 적용하여 치아 하나 하나의 영역을 자동적으로 인식하였다. 그러나 치아 영상 촬영 시, 조명에 의해 발생한 경면반사로 인하여 치아 영역을 검출하는데 어려움이 수반되었다. 경면반사는 주변 광원의 색상을 강하게 반영하기 때문에 전처리과정을 수행하였음에도 불구하고 반사광이 모두 제거되지 않았다. 그림 16을 살펴보면 영상의 좌측 최상단에 태그 값 1을 갖는 false region이 발생한 것을 알 수 있는데, 이는 경면 반사의 영향으로 인하여 정확한 시드 검출 수행이 이루어지지 않아 발생한 현상이다. 즉, 치아 영역 검출의 결과 영상은 개구기와 잇몸 영역에서의 불필요한 시드 검출로 인하여 좌측 최상단에서 false region이 검출되었다. 또한 치아 영역에서의 경면 반사 영향으로 인하여 그림 16에서 보여주는 것과 같이 하나의 치아로 인식되어야 할 영역들이 각각 둘로 분리되어서(그림 4와 5 그리고 그림 13과 14를 참조) 인식된 것을 볼 수 있다. 따라서 추후에 경면 반사로 인한 반사광을 사전에 제거하는 새로운 전처리 연구를 통하여 워터쉐드 변환을 이용한 치아 영역 자동 검출의 효율성을 극대화하는 연구 수행이 필요하다고 사료된다.

감사의 글

이 논문은 건국대학교 학술진흥연구비 지원에 의한 논문 임.

참 고 문 헌

[1] S. Shah, A. Abaza, A. Ross and H. Ammar, "Automatic Tooth Segmentation Using Active Contour without Edges," Biometric Consortium Conference, 2006 Biometrics Symposium, pp. 1-6, 2006.

[2] H. Gao and O. Chae, "Automatic Tooth Region Separation for Dental CT Images," Third 2008 International Conference on Convergence and Hybrid Information Technology, pp. 897-901, 2008.

[3] W.K. Pratt, "Digital Image Processing," Wiley Interscience, 2002.

[4] K.M. Lee and H.M Ryu, "Object Segmentation using Conditional Dilation and Watershed Algorithm," 대한전자공학회 신호처리합동 학술대회 제11권 1호, pp. 103-106, 1998.

[5] D. Sathyamoorthy, "The Effect of Morphological Smoothening by Reconstruction on the Extraction of Peaks and Pits from Digital Elevation Models," Pattern Recognition Letters 28, pp. 1400-1406, 2007.

[6] S.H. Cho, H.K. Sung, G.S. Lee and G.M. Choi, "Image Segmentation Based on Watershed Algorithm Using Adaptive Preprocessing," 대한전자공학회 신호처리합동 학술대회 제11권 1호, pp. 107-110, 1998.

[7] L. Vincent, "Morphological Grayscale Reconstruction in Image Analysis: Applications and Efficeint Algorithms," IEEE Transactions on Image Processing, Vol. 2, No. 2, 1993.

[8] Q. Wu, F.A. Merchant and K. R. Castleman, "Microscope Image Processing," Academic Press, 2008.

[9] R. Crane, "A Simplified Approach to Image Processing," Prentice Hall, 1996.

저 자 소 개

이 성 택 (李 星 澤)

2008년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2008년~현재 동대학원 석사과정 재학중.

김 경 섭 (金 敬 燮)

1979년 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1981). The University of Alabama in Huntsville, Ph.D.(1994).
2001년~현재 건국대학교 의학공학부 부교수.

윤 태 호 (尹 泰 皓)

2003년 건국대학교 의학공학부 졸업. 동대학원 석사(2005). 2005년~현재 동대학원 박사과정 재학중.