

## Individual Tooth Image Segmentation with Correcting of Specular Reflections

이 성 택\* · 김 경 섭<sup>†</sup> · 윤 태 호\*\* · 이 정 환\*\*\* · 김 기 덕<sup>§</sup> · 박 원 서<sup>§§</sup>  
 (Seong-Taek Lee · Kyeong-Seop Kim · Tae-Ho Yoon · Jeong-Whan Lee ·  
 Kee-Deog Kim · Wonse Park)

**Abstract** - In this study, an efficient removal algorithm for specular reflections in a tooth color image is proposed to minimize the artefact interrupting color image segmentation. The pixel values of RGB color channels are initially reversed to emphasize the features in reflective regions, and then those regions are automatically detected by utilizing perceptron artificial neural network model and those prominent intensities are corrected by applying a smoothing spatial filter. After correcting specular reflection regions, multiple seeds in the tooth candidates are selected to find the regional minima and MCWA(Marker-Controlled Watershed Algorithm) is applied to delineate the individual tooth region in a CCD tooth color image. Therefore, the accuracy in segmentation for separating tooth regions can be drastically improved with removing specular reflections due to the illumination effect.

**Key Words** - Tooth, Color Image, Perceptron, Image Segmentation, Artificial Neural Network (ANN)

### 1. 서 론

물체의 색은 광원 (incident light)의 색과 물체 표면의 특성에 의해 결정된다. 즉, 광원으로부터 발생한 빛이 물체에 닿으면 물체의 표면에서 특정 색상이 흡수되고 동시에 반사 (reflection)가 발생하고, 이 반사를 통해 사물의 색이 인지된다. 결국 반사가 존재하기 때문에 사물의 고유색이 식별된다. 반사는 주변 반사 (ambient reflection), 확산 반사 (diffusive reflection), 그리고 경면 반사 (specular reflection)로 분류되는데[1], 주변 반사는 광원에 직접 노출되지 않고, 다른 물체에서 반사되는 주변 광 (ambient reflection light)을 통해 발생된다. 또한 확산 반사는 물체에 3차원적인 입체감을 부여하며, 물체 표면의 고유한 굴곡에 의해 여러 방향으로 확산되는 것이 특징이다. 이와는 대조적으로 경면 반사는 주로 유광면 (glazed surface)을 가진 물체 표면에서 발생할 가능성이 높으며, 빛의 정반사 (regular reflection)가 주요 원인이 된다. 특히 치아 영상 촬영 시에, 치아 표면을 구성하고 있는 법랑질 또는 에나멜질 역시 유광면의 특성을 가지고 있기 때문에, 조명에 의한 경면 반사가 발생하기 쉽다. 따라서 치아

의 표면에서 발생한 경면 반사는 치아의 고유한 색상을 왜곡시키고, 치아 영상 분석 알고리즘의 성능을 저하시키는 요소가 된다. 그러므로 효율적인 영상 처리 과정을 수행하기 위해서는 경면 반사를 제거하는 전처리 과정이 반드시 필요하다. 실제로 반사 제거는 주로 내시경 (endoscopy) 영상 처리 분야에서 많이 적용되고 있는데, 예를 들어서 T.H. Stehle [2]은 내시경 촬영 시에 발생한 반사 영역의 정보를 RGB (red, green, blue) 공간에서 YUV (Y: 밝기 값, U와 V: 색차 신호) 공간으로 변환하여 경면 반사를 검출한 다음에, 주파수 대역에서의 디컨볼루션 (spectral deconvolution) 해석을 통하여 경면 반사 영역을 제거하고 이에 따른 손실을 보상하고자 하였다. 그러나 이러한 접근 방식은 복잡한 수학적 연산을 요구하고 계산량도 많다는 단점이 존재한다. 비디오 촬영을 통한 연속적인 프레임 (frame)을 획득한 뒤에 프레임 간의 비교를 통하여 반사를 제거하는 연구도 수행되고 있으며 [3-4], 신호처리 기법들을 적용하여 전경, 배경 및 반사 영역 간의 상관관계를 도출하는 연구가 진행되었지만[5], 이 기법들 모두 기준 영상 (reference image)이 반드시 필요하다는 단점이 있다.

또한 반사 제거 연구와 더불어 영상 처리를 이용한 물체 인식 연구가 다양한 분야에서 수행되고 있다. 특히, 다양한 학제적 융합의 흐름에 발맞추어 치의학 분야에서도 치아 영역을 자동적으로 인식하려는 연구가 수행되고 있으며, 이는 정량화한 데이터를 이용하여 보다 정밀하고, 효율적인 치료 진단을 가능케 하며, 치료 진료의 자동화를 기대할 수 있다.

따라서 본 연구에서는 기준 영상을 사용하지 않고, ‘퍼셉트론’ 인공 신경 회로망 모델을 적용하여 치아 영상에서의 경면 반사 영역을 검출한 다음에 평활화 공간 필터 (smoothing spatial filter)를 활용하여 경면 반사를 효과적으로 제거하고,

† 교신저자, 정회원 : 건국대 의료생명대 의공학학부 교수,  
 건국대 의공학실용기술연구소, 공박

E-mail : kyeong@kku.ac.kr

\* 준 회원 : 건국대 의공학학부 석사과정

\*\* 정 회원 : 건국대 의공학학부 박사과정

\*\*\* 정 회원 : 건국대 의료생명대 의공학학부 조교수

§ 비 회원 : 연세대 치과대학병원 통합진료과 교수

§§ 비 회원 : 연세대 치과대학병원 통합진료과 임상조교수

접수일자 : 2010년 4월 26일

최종완료 : 2010년 5월 11일

또한 워터셰드 (watershed) 자동 분할 알고리즘을 활용하여 치아 영역에 대한 자동 분할의 정확성을 높이고자 하였다.

## 2. 본 론

### 2.1 영상의 화소 값을 이용한 경면 반사 영역의 특징 값 검출

컬러 영상은 RGB의 3 가지 컬러 성분의 조합으로 표현된다. 따라서 각각의 RGB 라인 프로파일 (line intensity profile)은 컬러 치아 영상을 이용하여 반사 영역을 판단하는데 중요한 특징 값을 제공한다. 그림 1을 살펴보면 치아의 표면에서 발생한 경면 반사 영역을 쉽게 확인할 수 있는데, 반사 영역에서 화소의 밝기 값이 매우 크다는 사실을 알 수 있다.



그림 1 경면 반사를 포함하고 있는 컬러 치아 영상  
Fig. 1 Tooth color image containing specular reflections

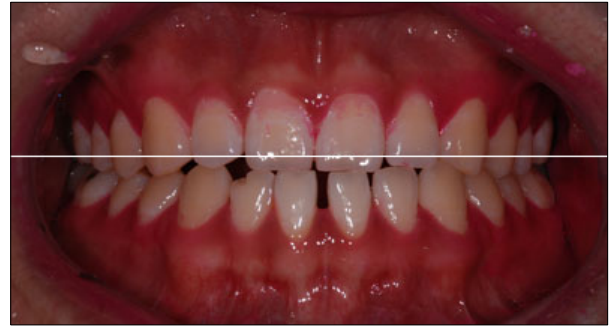
그림 2(a)를 살펴보면, 영상의 한 가운데 가로로 된 선이 존재하는 것을 확인할 수 있는데, 이는 픽셀 정보를 검출하기 위한 관심 구간을 나타내고 있으며, LOI (line of interest)이라고 부른다. 그림 2 (a)의 LOI 구간에 따라서 RGB 화소 값을 표현한 것이 그림 2(b)이며, 여기서 가로축은 LOI 구간의 길이를 의미하고, 세로축은 해당 픽셀의 RGB 밝기 값을 나타내고 있다.

그림 2(b)를 살펴보면, '\*' 표시가 되어 있는 지점에서 화소의 밝기 값이 매우 크다는 사실을 확인할 수 있는데, 바로 이 지점이 경면 반사가 발생한 지점이다. 경면 반사는 육안으로 보기에 백색에 가까우므로 RGB 값이 모두 크다. 그러나 그림 2(b)에서는 RGB 채널에서 모두 강한 밝기로 표현되기 때문에 특징 값 도출이 용이하지 않다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여, 영상을 반전시키는 전처리 과정을 수행하였으며, 식 (1)은 영상의 반전을 수행하기 위해 사용된 식을 보여주고 있다.

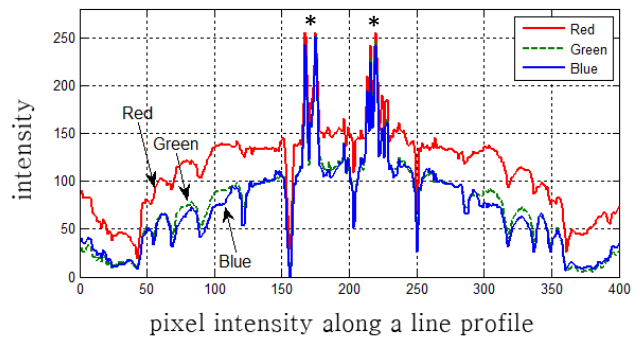
$$I_G^i(x, y) = 255 - I_G(x, y)$$

$$I_B^i(x, y) = 255 - I_B(x, y)$$

(1)



(a) 컬러 치아 영상에서 표시된 LOI

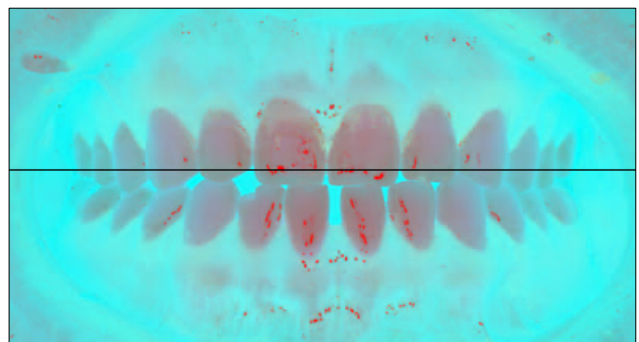


(b) (a)에서 표시된 LOI에 대한 RGB 화소 값

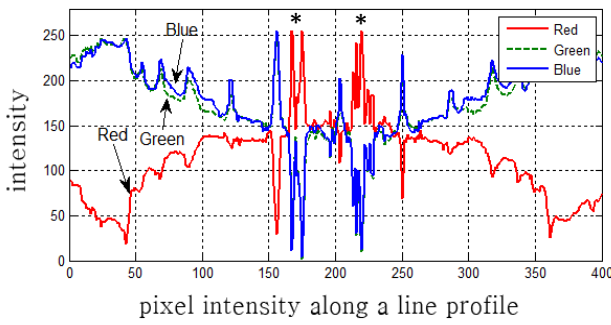
그림 2 컬러 치아 영상에서의 라인 프로파일 분석  
Fig. 2 RGB intensity along LOI in a tooth color image

식 (1)에서,  $I_G(x, y)$ 는 G 채널에서의 화소 값,  $I_B(x, y)$ 는 B 채널에서의 화소 값을 의미한다. 그림 3 (a), (b)는 식 (1)을 이용하여 도출한 반전된 치아 영상과 반전된 영상의 라인 프로파일을 각각 보여주고 있다.

그림 3(b)의 '\*' 지점을 살펴보면, R 성분의 값이 매우 큰 값을 나타내고 있는 반면, B' (또는 G') 성분의 값은 매우 작다는 사실을 확인할 수 있다. 따라서 이와 같은 특징을 활용하면 '\*' 지점에 해당되는, 치아 영상에서의 경면 반사를 효율적으로 검출할 수 있다.



(a) 반전된 컬러 치아 영상에서 표시된 LOI



(b) (a)에서 표시된 LOI에 대한 RGB 화소 값

그림 3 반전된 치아 영상에서의 라인 프로파일 분석  
Fig. 3 Line profile intensity in the reversed color intensity

### 2.2 퍼셉트론 인공 신경 회로망 모델을 이용한 반사 영역 검출

치아 영상의 경면 반사 부위를 검출하기 위하여, 인공 신경망 회로 (ANN: artificial neural network) 퍼셉트론 모델을 사용하였다[6]. 퍼셉트론은 입력 값에 매칭되는 출력 값을 도출하기 위한 가중치 (weight)와 바이어스 (bias)를 사용하고, 도출된 가중치를 이용하여 출력을 예측한다. 본 연구에서는 반사 영역과 비반사 영역에서 무작위로 화소 밝기 값을 추출하여 입력 값으로 사용하였으며, 산출되는 출력 값은 활성화 함수 (activation function)를 이용하여 1 또는 -1로 정규화 하였다. 여기서, 반사의 영역은 1, 비반사의 영역은 -1을 의미한다. 그림 4는 퍼셉트론 인공 신경 회로망 모델을 도시하고 있다.

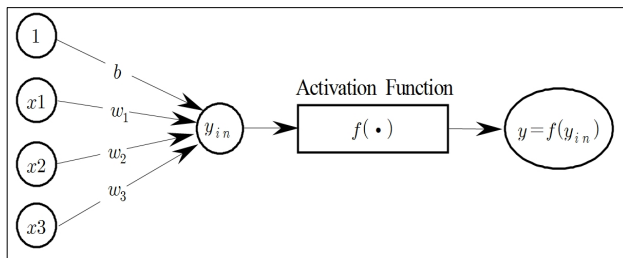


그림 4 퍼셉트론 인공 신경 회로망 모델  
Fig. 4 Perceptron artificial neural network model

효율적인 훈련을 수행하기 위하여, 식 (1)에서 도출된  $I_R$ ,  $I_G$ ,  $I_B$ 의 값을 식(2)과 같이 정규화 과정을 수행하였다.

$$\begin{aligned} \bar{I}_R &= I_R / 255 \\ \bar{I}_G^i &= I_G^i / 255 \\ \bar{I}_B^i &= I_B^i / 255 \end{aligned} \quad (2)$$

식 (2)에서 도출된  $\bar{I}_R$ ,  $\bar{I}_G^i$ ,  $\bar{I}_B^i$ 의 값을 입력 벡터로 설정하고자 하였으며, 식 (3)과 같이 정의된다.

$$X = [x_1 \ x_2 \ x_3]^t = [\bar{I}_R \ \bar{I}_G^i \ \bar{I}_B^i]^t, \quad t: \text{transpose} \quad (3)$$

출력 벡터는 반사와 비반사 영역을 구분하기 위해 1 비트 bipolar (1 or -1) 형식으로 표현하였다. 세부적인 훈련 규칙은 다음과 같다:

- i) 가중치와 바이어스를 초기화한다. 즉, 가중치와 바이어스는 0으로,  $\alpha$  (학습 계수) 값은 1로 초기화한다.
- ii) 가중치 갱신 정지 조건을 만족시키지 못하면, 다음의 iii) 부터 vi) 단계까지의 과정들을 반복하여 수행한다.

iii) 식 (3)을 통하여 도출된  $X = [\bar{I}_R \ \bar{I}_G^i \ \bar{I}_B^i]^t$ 을 입력 벡터로 설정한다.

iv) 출력 데이터를 계산한다.

$$y_{in} = b + \sum_i x_i w_i$$

$$y = 1, \text{ if } y_{in} \geq 0 \quad \text{or} \quad y = -1, \text{ if } y_{in} < 0$$

v) 목표 출력 벡터와의 비교를 이용하여 가중치를 다음과 같이 갱신한다.

$$\text{if } y \neq t,$$

$$w_i(\text{new}) = w_i(\text{old}) + \alpha t x_i$$

$$b_i(\text{new}) = b_i(\text{old}) + \alpha t$$

$$\text{else}$$

$$w_i(\text{new}) = w_i(\text{old})$$

$$b_i(\text{new}) = b_i(\text{old})$$

vi) 훈련 정지 조건:

ii)의 과정을 수행 시, 더 이상 가중치의 갱신이 발생하지 않으면 훈련을 정지한다.

i)에서부터 iv) 단계까지의 훈련을 통해 획득한 가중치  $w$ 는  $[2.377, -6.106, -2.694]^t$  이고, 바이어스는 1을 사용하였다. 그림 5는 위에서 설명한 퍼셉트론을 이용하여 경면 반사를 검출한 결과를 보여주고 있는데, 육안으로 쉽게 구별하기 위해서 반사 영역을 검은색으로 표현하였다.

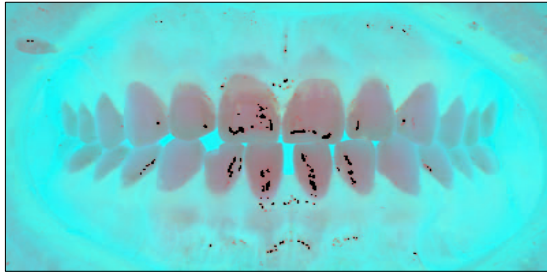


그림 5 퍼셉트론을 이용하여 경면 반사 영역들을 검출한 결과  
Fig. 5 Detection of specular reflected regions by perceptron ANN

### 2.3 평활화 공간 필터를 이용한 경면 반사 보정

공간필터 (spatial filter)는 특정한 주파수 성분을 선택적으로 통과시켜 영상의 질을 개선하는 역할을 한다[7]. 특히 공간필터의 마스크 상수를 모두 1로 설정한 경우, 이를 평활화 공간 필터 (smoothing spatial filter)라고 부르며, 이 필터는 주로 영상을 부드럽게 표현하거나 또는 잡음을 제거하기 위해서 사용된다. 특히 치아 영상에서 발견되는 경면반사도 영상의 잡음으로 해석될 수 있기 때문에 평활화 공간 필터를 이용하여 경면반사의 영향을 제거할 수 있다. 식 (4)은 평활화 공간 필터를 표현하고 있다.

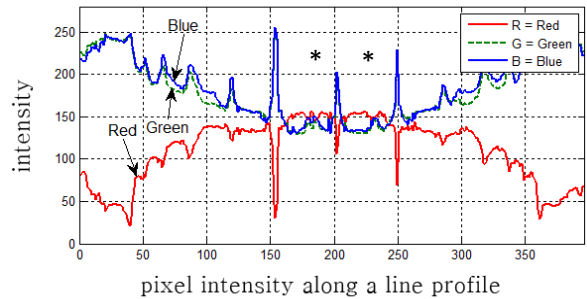
$$C = \left(\frac{1}{N}\right) \cdot \sum_{k=0}^{N-1} I(k) \quad (4)$$

여기서  $I(k)$ 는  $k$  인덱스 값에 따른 화소의 밝기 값을 의미한다.

경면 반사 제거를 수행하기 위하여, 우선적으로 퍼셉트론 인공 신경 회로망을 이용하여 반사를 검출하고, 평활화 공간 필터를 이용하여 검출된 영역의 반사 효과를 제거하고자 하였으며, 그림 6은 경면 반사의 효과가 제거된 치아 영상을 보여준다. 그림 1과 그림 6(a)를 비교하여 살펴보면, 경면 반사가 효과적으로 제거된 것을 쉽게 확인할 수 있다. 또한 그림 6(b)를 살펴보면, 경면 반사 제거를 더욱 확실하게 확인할 수 있는데, 즉 ‘\*’ 지점에서 매우 큰 값을 나타내던 R 성분의 밝기 값이 감소하고,  $I_G$ 와  $I_B$ 의 밝기 값이 감소한 사실을 확인할 수 있다.



(a) 경면 반사 효과가 보정된 치아 영상



(b) 경면 반사 효과를 보정한 후의 RGB 라인 프로파일

그림 6 경면 반사 제거 후의 결과 영상 및 라인 프로파일  
Fig. 6 Pixel intensity along LOI after correcting specular reflections

### 2.4 개별적 치아 영역 자동 분할

개별적 치아 영역을 자동으로 분할하기 위하여 워터셰드 알고리즘 (watershed algorithm)을 적용하였다[8-9]. 워터셰드 알고리즘은 픽셀 집합들의 밝기 값을 지형으로 가정하고, 영상 내의 모든 영역에 물을 공급하여 물웅덩이들을 형성하는 과정을 활용한다. 즉, 각각의 물웅덩이에 고유한 태그를 할당하고, 할당된 태그를 구별하여 영상의 특정 영역들을 자동적으로 식별할 수 있다. 그러나 이 기법은 화소들의 값 변화에 매우 민감하기 때문에 불필요한 물웅덩이가 형성되는 과분할 (over-segmentation) 현상이 발생할 가능성이 매우 높다[10]. 따라서 이러한 문제점을 해결하기 위해서 영상 자체보다는 영상의 에지 정보만을 이용하여 워터셰드 알고리즘을 적용하는 방법이 더 많이 사용되고 있다. 그림 7은 경면 반사가 제거되지 않은 영상의 에지 정보를 이용하여 치아 영역을 워터셰드 분할한 결과를 보여주고 있다. 여기서 ‘\*’ 영역은 개구기 (cheek retractor)에 해당하는 부분을 표시한다.

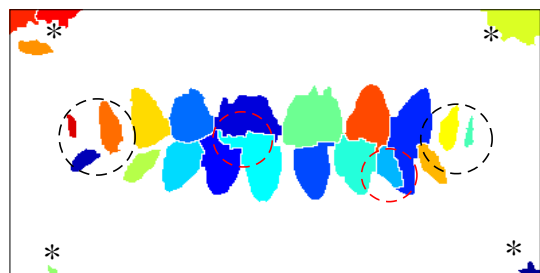


그림 7 경면 반사를 포함한 영상의 워터셰드 분할 결과  
Fig. 7 Watershed image segmentation with specular reflections

그림 7을 살펴보면 점선으로 표시된 영역에서 치아 영역이 제대로 검출되지 않았다는 사실을 확인할 수 있다. 특히 앞니 (incisor) 부분에서 발생한 경면 반사로 인해 치아의 영역이 매우 부정확하게 분할된 사실을 확인할 수 있다. 따라서 그림 7을 통하여, 치아의 영역 분할을 효율적으로 수행하기

위해서는 경면 반사 영역이 반드시 사전에 보정되어야 함을 알 수 있다. 또한 양 쪽의 볼에 인접한 상악골 (maxilla)과 하악골 (mandible)의 어금니 (molar) 부근에서도 치아 영역이 불분명하게 분할된 것을 확인할 수 있다. 이는 치아 영상 촬영 당시에 조명이 골고루 전달되지 않아 어금니 부분에 그림자 발생으로 인하여 치아 고유의 색정보가 왜곡되기 때문이다. 또한 치아 영상의 정면 촬영으로 인하여 어금니의 형태학적 정보가 왜곡된 결과로 유추할 수 있다.

경면 반사로 인한 자동 분할의 부정확성은 퍼셉트론 및 평활화 필터링을 이용하여 개선할 수 있다. 그러나 어금니 부근에서는 치아의 형태학적 정보가 왜곡되어 있기 때문에 에지 정보가 불분명하다. 따라서 우선적으로 에지 정보를 구하고, 에지 정보에 이진화된 치아 영상을 중첩시킨 에지 영상을 도출하였다. 결과적으로 에지 정보가 이진화된 치아 영역을 둘러싸도록 영상을 중첩시켜, 개개의 치아 영역마다 한 개의 물웅덩이를 형성하도록 시도하였고, 이에 따라서 워터셰드 자동 분할 알고리즘을 적용한 결과를 그림 8을 통해 확인할 수 있다.

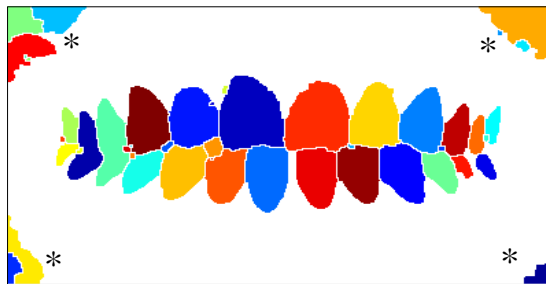


그림 8 경면 반사를 제거한 영상에 대한 치아 영역 분할 결과  
Fig. 8 Watershed image segmentation after correcting specular reflections

그림 8을 살펴보면, 경면 반사를 제거한 후에 치아 영역이 더욱 정확하게 분할된 것을 확인할 수 있다. 그림 7에서는 강한 밝기 값을 나타내는 경면 반사로 인해 앞니의 영역이 부정확하게 분할되었지만, 반사를 제거한 후 분할 영역이 정확하게 도출된 사실을 확인할 수 있다. 또한 본 연구에서 제안한 에지 검출 기법을 통하여, 어금니 부분의 치아 분할 영역이 개선된 사실을 확인할 수 있다.

### 3. 결 과

치아 영상의 반사를 제거하기 위하여, 우선적으로 퍼셉트론 인공 신경 회로망 모델을 이용하여 경면 반사 영역을 검출하였다. 이에 따라서 검출된 경면 반사 영역에 평활화 공간 필터링을 활용하여 반사 효과를 보정하였으며, 최종적으로 워터셰드 영상 분할 알고리즘을 적용하여 치아 영역을 성공적으로 검출하였다. 결과적으로, 치아 영역의 경면 반사를 제거 및 치아 영역의 효과적인 분할 수행을 위한 전체 흐름도는 그림 9와 같다.

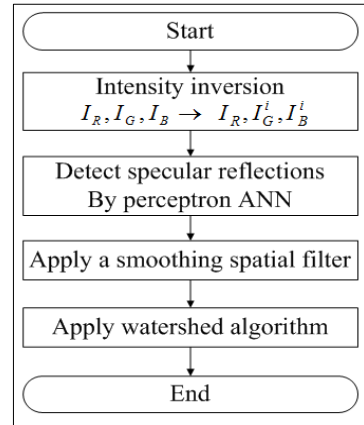


그림 9 경면 반사 및 치아 영역 검출을 위한 전체 흐름도  
Fig. 9 A flowchart for detecting specular reflections and extracting individual tooth region

치아 영역의 분할 결과를 쉽게 파악하기 하기 위해서, 컬러 치아 영상의 원본과 분할된 영상을 중첩시켜 그림 10과 그림 11과 같이 도시하였다. 그림 7과 그림 8의 비교 분석과 마찬가지로 경면 반사를 제거했을 때 개별적인 치아 영역이 더욱 정확하게 분할된 것을 확인할 수 있다.



그림 10 경면 반사를 포함한 영상에서의 치아 영역 분할 결과  
Fig. 10 Segmentation of an individual tooth with specular reflections

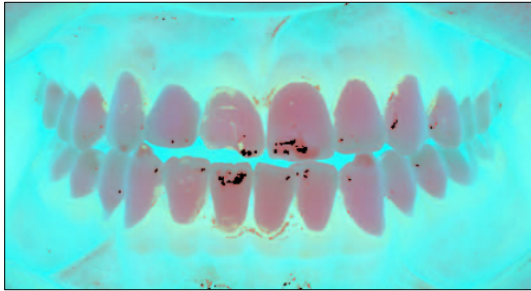


그림 11 경면 반사를 제거한 영상에서의 치아 영역 분할 결과  
Fig. 11 Segmentation of an individual tooth with correcting specular reflections

그림 12는 본 논문에서 제시한 알고리즘을 적용한 사례들을 추가적으로 보여주고 있다.



(a) 반사를 포함한 영상에서의 치아 영역 분할 결과



(b) 퍼셉트론을 이용하여 검출한 경면 반사 영역



(c) 반사를 제거한 영상에서의 치아 영역 분할 결과

**그림 12** 경면 반사를 제거한 영상에서의 치아 영역 분할 결과  
**Fig. 12** Individual tooth image segmentation with correcting specular reflections

표 1은 본 논문에서 제시한 반사 제거 알고리즘의 적용 전과 후의 결과를 정량적으로 비교하여 보여주고 있다.

**표 1** 반사 제거 수행 전, 후의 정량적 결과 비교

**Table 1** Quantitative comparison of results before and after performing pre-processing

	Hit	Miss	Falsely merged regions
그림 10 (에지 영상 개선 및 반사 제거 전)	13	5	3
그림 11 (에지 영상 개선 및 반사 제거 후)	21	0	2

	Hit	Miss	Falsely merged regions
그림 12 (a) (에지 영상 개선 및 반사 제거 전)	16	6	2
그림 12 (b) (에지 영상 개선 및 반사 제거 후)	23	1	3

비고:

Hit: 치아 영역으로 인식한 영역.

Miss: 치아 영역으로 인식하지 못한 영역.

Falsely merged regions: 치아 영역을 부정확하게 인식한 영역.

표 1을 살펴보면, 치아 영역으로 인식한 Hit 영역이 비약적으로 증가한 사실을 알 수 있으며, 치아 영역으로 인식하지 못했던 Miss 영역은 현저히 줄어든 것을 알 수 있다. 따라서 반사 영역을 제거하고, 에지 영상을 개선한 후에 워터셰드 알고리즘을 적용해야 치아 영역 분할의 효율을 극대화 할 수 있다는 사실을 확인할 수 있다. 반면에 Falsely merged regions은 큰 변화가 없는 것을 확인할 수 있는데, 이는 그림자 발생으로 인하여 형태학적 정보가 왜곡된 어금니의 영역을 검출하는 과정에서 발생한 현상이며, miss 영역을 줄이기 위해서는 피할 수 없는 현상으로 판단된다.

#### 4. 결 론

경면 반사는 주로 물체 표면이 유광면일 경우에 발생할 가능성이 높으며, 빛의 정반사에 의해 발생한다. 따라서 치아 표면 역시 유광면의 특징을 나타내기 때문에, 영상 촬영 시에 조명에 의한 경면 반사가 발생할 수밖에 없다. 그러나 치아의 표면에서 발생한 경면 반사는 치아의 고유한 색상을 왜곡시키고, 치아 영상의 분석을 방해하기 때문에 영상을 분석하기 이전에 반드시 우선적으로 경면 반사가 제거되어야 한다. 경면 반사를 제거하기 위한 기존의 이론들은 주로 기준 영상을 사용하여 영상을 서로 비교하는 방법을 사용한다. 그러나 본 연구에서는 별도의 기준 영상을 사용하지 않고 영상처리 기법을 통하여 자체적인 경면 반사 검출 및 제거를 수행하고자 하였다. 앞 절의 결과의 그림들을 통하여, 반사를 제거했을 경우에 치아 영역 검출의 정확도가 개선되는 것을 확인할 수 있었다. 또한 치아 영역 검출의 정확도를 개선시킴으로써 치아 하나하나를 자동적으로 인식할 수 있고, 더 나아가 각각의 영역을 정량적인 값으로 계산하여 데이터베이스화시킬 수 있다. 즉, 치아 하나하나를 자동적으로 인식하고, 각 치아의 표면에 분포하는 플라그의 검출 및 플라그의 정량적 평가를 통하여 치과 진료의 효율성을 증대시키는데 기여할 것으로 사료된다.

**감사의 글**

이 논문은 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임. (2009-0083808).

**참 고 문 헌**

- [1] R. S. Wright, Jr., M. Sweet, "OpenGL Superbible: The Complete Guide to OpenGL Programming for Windows NT and Windows 98," Waite Group Press, Aug 1996.
- [2] T. H. Stehle, "Specular Reflection Removal in Endoscopic Images," Proceedings of the 10th International Student Conference on Electrical Engineering POSTER, May 2006.
- [3] S. Tchoulack, J. M. Pierre Langlois and F. Cheriet, "A Video Stream Processor for Real-time Detection and Correction of Specular Reflections in Endoscopic Images," Circuits and Systems and TAISA Conference, pp. 49-52, 2008,
- [4] J. Wang, H. Eng, A. H. Kam and W. Yau, "Specular reflection removal for human detection under aquatic environment," Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops, June. 2004.
- [5] M. Yamazaki, Y. Chen and G. Xu, "Separating Reflections from Images Using Kernel Independent Component Analysis," The 18<sup>th</sup> International Conference on Pattern Recognition, Vol. 3, pp. 194-197, 2006.
- [6] L. Fausett, "Fundamentals of Neural Network: Architectures, Algorithms, and Applications," Prentice Hall, 1994.
- [7] R. Gonzalez, R. Woods, "Digital Image Processing," Prentice Hall, 2001.
- [8] P. Maragos, R. W. Schafer, and M. A. Butt, "Mathematical Morphology and its Applications to Image and Signal Processing," Springer, 1996.
- [9] Y. Zhao, J. Liu, H. Li, and G. Li, "Improved Watershed Algorithm for Dowels Image Segmentation," Proceedings of the 7<sup>th</sup> World Congress on Intelligent Control and Automation, pp. 7644-7648, June 2008.
- [10] G. Hamarneh, X. Li, "Watershed Segmentation Using Prior Shape and Appearance Knowledge," Image and Vision Computing, Vol. 27, pp. 59-68, 2009.

**저 자 소 개**



**이 성 택 (李 星 澤)**

2008년 건국대학교 의학공학부 졸업.  
2008년~현재 동대학원 석사과정 재학 중.



**김 경 섭 (金 敬 燮)**

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



**윤 태 호 (尹 泰 皓)**

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



**이 정 환 (李 定 桓)**

1992년 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1994). 동대학원 박사(2000). 2004년~현재 건국대학교 의학공학부 조교수.



**김 기 덕 (金 起 德)**

1988년 연세대학교 치과대학 졸업. 동 대학원 석사(1992). 동 대학원 박사(1997). 연세대학교 치과대학병원 구강악안면방사선과 수련, The Univ. of Iowa 방문교수. 1996년~현재 연세대학교 치과대학병원 통합진료과 교수.



**박 원 서 (朴 原 緒)**

1997년 연세대학교 치과대학 졸업. 동대학원 석사 (2006). 연세대학교 치과대학병원 구강악안면외과 수련, 강사, 임상전임강사. 2006~현재 연세대학교 치과대학병원 통합진료과 임상조교수.