

논문 2004-41SP-3-18

CT영상에서 개별 치아 분리를 위한 적응 최적 임계화 방안

(Adaptive Optimal Thresholding for the Segmentation of Individual Tooth from CT Images)

허 훈*, 채 옥 삼*

(Hoon Heo and Ok-Sam Chae)

요 약

치과 분야에서는 치아교정이나 수술 시뮬레이션을 위해서 각 치아를 개별적으로 조작할 수 있는 3차원 치아모델이 필요하다. 치아 CT 영상으로부터 이러한 치아모델의 재구성을 위해서는 각 치아를 이웃한 치아나 치조골로부터 정확하게 분리할 수 있어야 한다. 본 연구에서는 치아 영역을 효과적으로 분리하기 위한 영상정규화 방안과 최적임계화방안을 제안한다. 제안된 방법은 연속적인 CT 영상 슬라이스들에서 치아영역의 형태와 밝기는 점진적으로 변한다는 사실을 근거로 이전 슬라이스에서 추정된 임계치를 이용하여 현 슬라이스의 임시치아경계를 결정하고 이것을 바탕으로 보다 정확한 임계치를 계산한다.

Abstract

The 3D tooth model in which each tooth can be manipulated individually is essential component for the orthodontic simulation and implant simulation in dental field. For the reconstruction of such a tooth model, we need an image segmentation algorithm capable of separating individual tooth from neighboring teeth and alveolar bone. In this paper, we propose a CT image normalization method and adaptive optimal thresholding algorithm for the segmentation of tooth region in CT image slices. The proposed segmentation algorithm is based on the fact that the shape and intensity of tooth change gradually among CT image slices. It generates temporary boundary of a tooth by using the threshold value estimated in the previous image slice, and compute histograms for the inner region and the outer region separated by the temporary boundary. The optimal threshold value generating the final tooth region is computed based on these two histograms.

Keywords : Segmentation of Individual Tooth, Adaptive Optimal Thresholding, CT Image Normalization

I. 서 론

CT나 MRI 영상을 기반으로 하는 3차원 재구성 기술이 안정화되면서 여러 의료분야에서 진단과 치료에 이용되고 있다. 치과분야에서도 임플란트 시술을 위한 치료 계획수립과 같은 많은 분야에서 활용되고 있으며 그 중요성은 더욱 높아지고 있다. 하지만 3차원 재구성이 치과분야에서 보다 효율적으로 사용되기 위해서는 치과분야의 특성이 고려된 새로운 재구성 방안이 요구되고 있

다. 재구성된 인체구조를 있는 그대로 관찰하는 대부분의 의료분야와 다르게 치과분야에서는 치아의 교정을 위한 계획수립이나 환자설득을 위해서 재구성된 치아를 임의대로 조작할 필요가 있다. 이러한 치료행위를 지원하기 위해서는 치아를 치조골로부터 분리하여 독립적인 객체로 표현하고 각 치아를 개별적으로 조작할 수 있는 3차원 재구성 방안이 필요하다. 하지만 골조직을 재구성하기 위한 기존의 재구성방법들은 대부분은 전역임계화 방법을 이용하여 골조직을 연조직과 분리하기 때문에 각 치아를 독립적인 객체로 분리하기는 어렵다.^{[1][2]} 전역임계화를 이용한 방법으로는 치아가 유사한 밝기값을 가진 악골이나 치조골과 결합되어 모델링 되거나 부

* 정회원, 경희대학교 일반대학원 컴퓨터공학과
(Department of Computer Engineering, Graduate School, KyungHee University)
접수일자: 2003년5월21일, 수정완료일: 2004년4월6일

분적으로 손실된 상태로 모델링 된다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 Liu^[2]는 인접한 CT영상 슬라이스간 치아의 형태가 점진적으로 변한다는 사실을 이용하여 이전 슬라이스의 정보를 이용하여 현 슬라이스에서 치아의 경계를 결정하는 방안을 제안하였다. 즉, 이전 슬라이스에서 spline으로 근사화된 치아의 경계를 전달받아 현 슬라이스에서 전역 임계화로 추출된 치아의 경계를 바탕으로 적합(fitting)을 수행하여 새로운 치아 경계를 결정하는 방안을 제안하였다. 하지만 이 방법도 정확한 경계추출을 위한 임계치 결정은 여전히 문제로 남아 있다. Bohm과 Knoll^[3]은 치아와 치조골 경계 결정의 어려움점을 워터셰드 방법^[4]을 이용하여 해결하려 시도하였다. 적응적으로 영역의 경계를 결정할 수 있는 워터셰드 알고리즘의 장점을 취하면서 이 알고리즘의 문제점인 과분할(oversegmentation)을 줄이는 방안을 연구하였다. 그러나 하나의 치아 영역이 여러 영역으로 나누어지는 과분할 문제가 여전히 남아있어서 치아단위의 분리를 위해서는 사용자가 정해진 병합기준에 따라서 과분할 영역을 병합하는 과정을 거쳐야 한다.

본 연구에서는 치조골과 같이 치아와 유사한 밝기를 갖는 골조직으로부터 치아의 정확한 경계를 추출하기 위한 적응 임계화 방안을 제안한다. 기존의 전역임계화 방법으로는 각 치아를 독립적으로 분리하기는 어렵다. 따라서 본 연구에서는 치아별 그리고 슬라이스별 최적의 임계치를 적응적으로 결정함으로써 치아와 치조골을 개별적으로 분리할 수 있는 방안을 제안한다. 또한 16비트 DICOM 영상으로부터 치아와 치조골의 분리를 위한 최적의 8비트 영상을 생성할 수 있는 정규화 방안을 제안한다.

본 논문의 구성은 II장에서 CT영상에서 치아분할의 문제점을 분석하고 이를 해결하기 위한 접근방법을 제시하고 III장에서는 제안된 알고리즘을 단계적으로 기술하고 IV장에서는 실험결과와 분석을 제시한다.

II. CT영상내 치아 분리의 어려운 점과 해결을 위한 접근 방법

치아 CT영상에서 치아와 치조골을 연조직으로부터 분리하는 것은 기존의 3차원 재구성 방법에서 사용하는 전역임계화로도 쉽게 이루어질 수 있다. 하지만 치조골로부터 치아를 분리하는 것은 두 조직이 밝기가 중복^[3]되고 서로 인접해 있기 때문에 전역임계화 방법으로 구

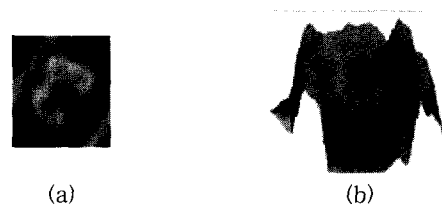


그림 1. 치조골에 인접한 치아 CT 영상
(a) 계조 영상 (b) (a)의 3차원 표현
Fig. 1. The CT image containing a tooth surrounded by alveolar bone.
(a) Grayscale image (b) 3D representation of (a)

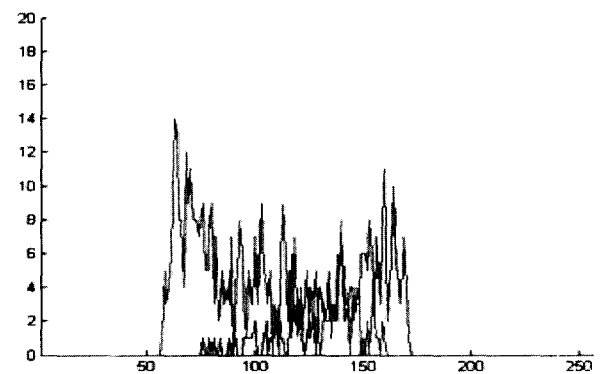


그림 2. 치아와 치조골 히스토그램
Fig. 2. The histogram of tooth and alveolar bone

분이 어렵다. 그림 1은 치조골에 쌓여있는 어금니 영상과 이 영상의 3차원 표현을 보여주고 있다. 이 그림에서 볼 수 있는 것처럼 치아 경계 부분과 일부 치조골의 화소값이 유사하고 치아 내부와 치아에 인접한 치조골부분의 화소값이 유사하다. 더구나 치조골과 치아의 면적도 차이가 크다. 따라서 이러한 영상의 히스토그램에서 치아와 치조골을 분리하는 최적의 임계치를 결정하는 것은 불가능에 가깝다 할 수 있다. 그림 2의 히스토그램은 이를 뒷받침하고 있다.

실사 특정 슬라이스에 있는 한 치아를 성공적으로 분할할 수 있는 임계치가 결정된다 해도 이것을 모든 슬라이스에 대해서 적용하기는 어렵다. 그림 3은 특정 치아에 대해서 슬라이스별로 인텔렉티브하게 결정한 임계치의 변화를 보여주고 있다. 그림에서 두 그래프는 분할하고자 하는 영역이 만족할만한 상태를 유지하는 임계치의 상한과 하한을 나타낸다. 이 상한과 하한은 사용자가 인텔렉티브하게 결정한 이상적인 치아 영역과 비교하여 Zijdenbos의 유사도(similarity index)^{[5],[6]} 0.95 이상을 유지하는 최대와 최소값으로 결정되었다. 두 영역 A_1 과 A_2 의 Zijdenbos 유사도는 다음식으로 표현

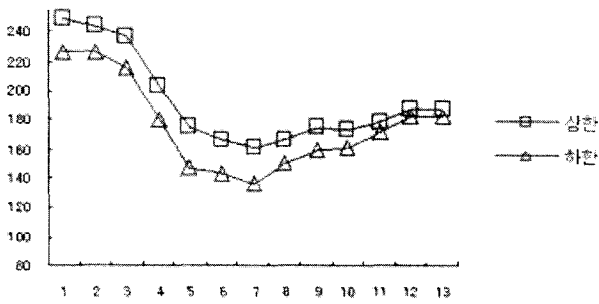


그림 3. 한 치아에 대한 슬라이스별 임계치 변화
 Fig. 3. Threshold value at each image slice in a given tooth

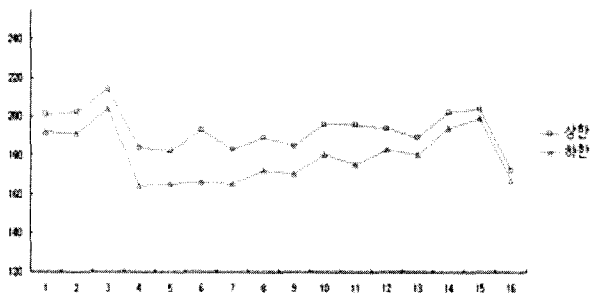


그림 4. 한 슬라이스에서 치아별 임계치 변화
 Fig. 4. Threshold values at each tooth in a given image slice.

되며 0에서 1사이의 값을 갖는다. 유사도가 높을수록 큰 값을 갖는다.

$$S = 2 \frac{|A_1 \cap A_2|}{|A_1| + |A_2|} \quad (1)$$

그림 3과 4에서 상한과 하한의 간격이 큰 부분은 치아만 존재하여 임계치 변화에 영향을 덜 받는 경우이고 좁은 부분은 치조골이 있어 임계치 변화에 민감한 경우를 나타낸다. 같은 슬라이스에서 치아별 임계치도 그림 4와 같이 큰 차이가 있다. 따라서 하나의 전역임계치로 치아와 치조골을 분리하는 것은 불가능함을 알수있다. 성공적인 분할을 위해서는 그림 3과 4의 두 그래프 사이에 있는 임계치를 자동으로 결정하는 것이 필요하다. 본 연구에서는 이러한 문제점을 해결하기 위해서 치아 CT영상자료의 다음 성질에 주목하였다.

(a). 그림 1과 같은 치아와 치조골이 포함된 영상에서 두 영역의 밝기가 중복되지만 치아와 치조골 사이에는 상대적으로 밝기가 낮은 간극이 존재한다. 따라서 이 간극을 제외시키면 치아와 치조골을 분리할 수 있다.

(b). 연속적인 CT영상에서 치아의 형태와 치아를 분할하기 위한 최적의 임계치는 그림 3에서 볼 수 있는

것처럼 슬라이스간에 점진적으로 변화한다. 이는 앞 슬라이스들의 임계치를 바탕으로 다음 슬라이스의 임계치를 어느정도 예측할 수 있다는 것을 뜻한다.

(c). DICOM CT영상은 16비트로 표현되고 연조직과 골조직은 전역임계치로 비교적 쉽게 구분될 수 있다. 8비트 치아영상 생성시 연조직 부분을 제외시키고 정규화를 수행하면 골조직의 밝기 정보를 최대한 유지할 수 있고, 그 결과 치아와 치조골을 보다 쉽게 구분할 수 있다.

위와 같은 사실을 근거로 본 연구에서는 다음과 같은 방안을 제안한다. 먼저, 골조직의 밝기정보를 최대한 보존하는 8비트 영상생성을 위해서 16비트 DICOM영상에서 연조직부분을 분리하기 위한 방안과 연조직을 제외한 골조직만 포함하는 정규화 방안을 제안한다. 다음으로 1과 2의 사실을 바탕으로 치조골과 치아 사이에 있는 간극을 제외시킬 수 있는 최적 임계치 결정 방안을 제안한다. 즉 이전 프레임에서 전달된 임계치를 바탕으로 현 프레임을 임계화하고 그 결과로 얻어진 치아의 경계를 기준으로 치아의 외부 히스토그램과 내부히스토그램을 구한 다음, 경계추출 오류로 인한 히스토그램 오류를 고려한 히스토그램 적합 방법으로 최적의 임계치를 결정한다. 이렇게 구해진 임계치는 현 프레임의 최종 경계결과와 다음 프레임의 임계치 추정에 사용된다. 본 연구에서는 최적 임계치 결정방법으로도 분할되지 않는 물리적으로 접해있는 치아를 분할하기 위한 방안을 함께 제안한다.

III. CT영상내 치아 분리 알고리즘

제안된 치아분할 알고리즘은 연속적인 치아의 형태와 치아와 치조골을 분할하는 임계치는 점진적으로 변화한다는 사실과 치조골과 치아사이에는 밝기 변화가 있다는 사실을 근거로 하고 있다. 제안된 방법에서는 사용자의 간섭에 의해서 결정되는 기준 프레임의 정보를 출발점으로하여 이전 프레임에서 전달된 임계치로 현재 프레임을 초기분할하고, 이 결과를 이용하여 현재 슬라이스를 보다 정확하게 분리할 수 있는 임계치를 결정한다. 이렇게 결정된 임계치를 바탕으로 보다 정확한 현재 프레임의 경계를 확정하고 다음 슬라이스를 위한 임계치를 추정한다. 그림 5는 제안된 치아분할 알고리즘의 전체 흐름도를 보여준다.

첫 단계에서는 자료양을 줄이기 위해서 16bit DICOM

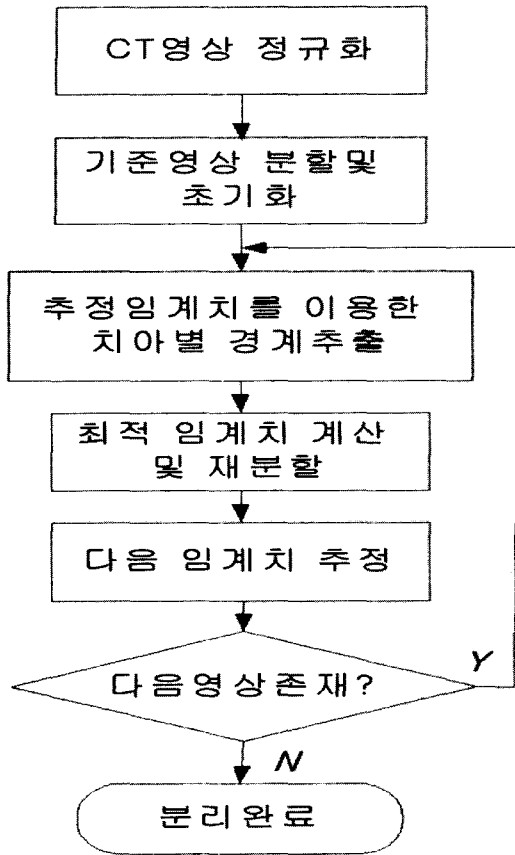


그림 5. 슬라이스별 치아별 영역분할 방안
 Fig. 5. The segmentation procedure for a tooth at each image slice

영상을 치아와 치조골의 상대적인 밝기정보를 최대로 유지하면서 8bit영상으로 재양자화 한다. 기준 영상 분할 및 초기화 과정은 선택된 기준 영상을 바탕으로 각 치아별로 기준영역과 초기임계치를 결정하고 독립적인 자료객체에 저장한다. 이 과정은 사용자의 인텔액션을 필요로 한다. 자료객체에는 영역정보와 임계치 외에 슬라이스별 경계정보가 포함된다. 기준 영상으로는 정규화된 영상 슬라이스들 중에서 각 치아가 치조골과 다른 치아로부터 분리되어 있는 중간 슬라이스가 선택된다. 임계화 과정은 이전 슬라이스에서 추정된 임계치를 바탕으로 각 치아의 임시경계를 추출한다. 하지만 이렇게 추출된 임시경계에는 오류가 포함될 수 있다. 따라서 임시경계정보는 보다 정확한 임계치 결정을 위한 기초자료로만 이용된다. 최적임계치 계산과정은 임시경계정보를 바탕으로 오류를 최소화할 수 있는 새로운 임계치를 결정한다. 새 임계치를 이용하여 추출된 최종 치아 경계 정보는 개별적인 치아모델 생성을 위한 자료객체에 저장된다. 새 임계치는 다음 슬라이스를 위한 임계

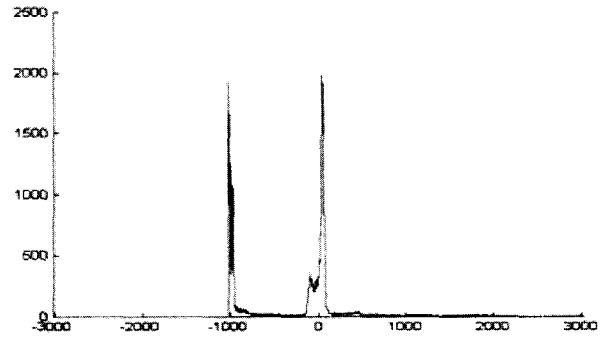


그림 6. 치아 CT영상의 16bit 히스토그램
 Fig. 6. The 16bit histogram of a dental CT image

치 추정에도 사용된다. 임계화에서부터 다음 임계치 추정까지의 과정들은 현 슬라이스의 모든 치아에 대해서 반복적으로 적용된다. 현 슬라이스의 치아분할이 끝나면 다음 슬라이스를 입력 받아서 같은 작업을 반복한다. 치아분할과정은 최적임계치 계산과정과 정규화 과정과 함께 제안된 알고리즘의 핵심부분으로 다음에 자세히 기술한다.

1. CT 영상의 정규화

치아 CT영상은 크게 빈공간과 배경에 해당하는 영역과 연조직 그리고 골조직의 3부분으로 나뉘어진다. 다음 그림 6은 치아 CT영상의 16bit 히스토그램이다.

가장 왼쪽의 modal이 빈공간과 배경에 해당하고 0값 부근의 modal이 연조직의 modal이다. 골조직은 연조직의 오른쪽에 위치하며 연조직 modal에 비해 상대적으로 작다. 16비트 영상을 직접 사용하는 것이 가장 정확하겠지만 수의 범위가 넓어서 히스토그램을 이용한 임계치결정에 많은 시간이 소요된다. 계산의 효율성을 위해서는 8비트 변환이 필수적이다. 8비트 변환은 본 연구의 목적인 치아와 치조골의 분리를 위해서 치아와 치조골의 밝기값 정보가 최대한 유지되도록 이루어져야 한다. 이를 위해서 배경과 연조직으로부터 치아와 치조골을 포함하는 골조직을 분리하여 골조직의 밝기 정보만을 8비트로 변환해야 한다.

연조직으로부터 골조직 영역을 분리하기 위한 임계치 결정방법으로 히스토그램 modal 적합 방법이 주로 사용되고 있다.^{[5][7]} 이들 방법에는 연조직의 히스토그램을 적합하여 골조직과 분리하는 임계치를 정한다. 이때 적합함수의 선정으로써 Bilger^[7]는 다음과 같은 식을 제안하였다

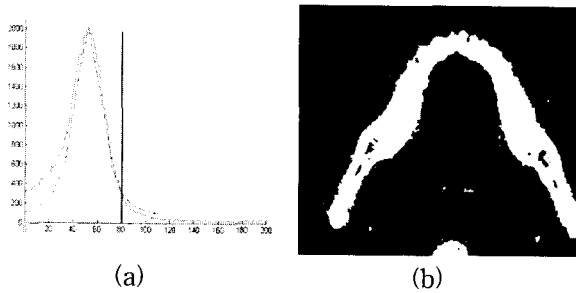


그림 7. Bilger 방법에 의한 적합 및 임계치 결정
 (a) 적합 결과와 임계치 (b) 임계화 결과
 Fig. 7. Bilger's fitting method and its result.
 (a) Fitting and resulting threshold value
 (b) The result of thresholding

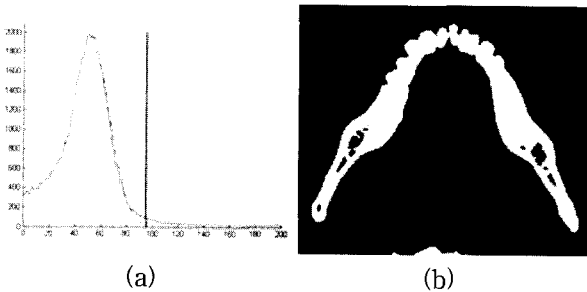


그림 8. 제안된 적합 방법과 임계화 결과
 (a) 가우시안 적합과 임계치 (b) 임계화 결과
 Fig. 8. The proposed fitting method and its result.
 (a) Gaussian fitting and the threshold
 (b) result of thresholding

$$f(\mu) = \frac{h(\mu_0)}{1 + \left(\frac{|\mu - \mu_0|}{b}\right)^n} \quad (2)$$

여기서 μ_0 는 적합하고자하는 히스토그램 modal의 평균값으로 히스토그램 modal의 최대값을 중심으로 한 일정 영역을 바탕으로 계산되었다. 히스토그램을 가장 잘 나타내는 b 와 n 을 Livenberg-Marquardt의 최적화 방법으로 결정하고 다음 식을 이용하여 임계치를 결정하였다.

$$T = \mu_0 + \frac{\alpha}{n} b \quad (3)$$

여기서 α 는 사용자가 정하는 상수로써 주로 5.3을 사용한다. 그림 7은 Bilger 방법에 의한 히스토그램 적합과 임계화 결과이다. 그러나 그림에서 볼 수 있는 것처럼, 16bit CT영상내 연조직의 히스토그램 modal을 정확하게 모델링하지 못하고 있으며 구해진 임계치도 이상적인 임계치보다 낮게 결정됨을 알 수 있다. 가장 큰

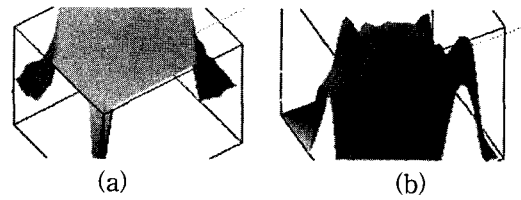


그림 9. 16비트에서 8비트로 변환된 치아영상의 3차원 표현 (a) DICOM 함수에 의한 변환 (b) 제안된 방법에 의한 변환
 Fig. 9. 3D profile of the image of tooth converted from 16 bit image to 8 bit image
 (a) converted by DICOM function
 (b) converted by the proposed method

원인은 연조직 modal이 정점을 중심으로 정확한 대칭을 이루지 않는 것에서 찾을 수 있다.

본 연구에서는 이러한 점과 골조직은 modal 우측에 있다는 점을 고려하여 modal의 오른쪽 반면을 바탕으로 하는 적합 방법을 사용하였다. 적합 함수는 비교적 계산이 간단한 가우시안(Gaussian)함수를 선택하였다. 즉 가우시안 함수의 μ_0 와 σ 를 연조직 modal의 우측 부분을 이용하여 계산하였다. 골조직을 분리하기 위한 임계치 결정은 아래식을 이용하였다.

$$T = \mu_0 + 3\sigma \quad (4)$$

이 식은 연조직을 최대한 배제하면서 정확하게 골조직을 분리할 수 있도록 실험적으로 결정되었다.

그림 8은 제안된 방법에 의한 히스토그램 적합 결과와 이를 바탕으로 결정된 임계치의 적용 결과이다. 그림 7의 Bilger 방법에 비해서 보다 정확한 히스토그램 적합이 이루어졌고 임계화 결과도 향상되었음을 보여주고 있다. 본 연구에서는 이렇게 결정된 임계치를 이용하여 치아와 치조골을 포함하는 골조직의 밝기 범위를 결정한 다음, 치조골과 치아의 상대적인 밝기 정보가 최대한 유지되는 방향으로 8 비트 변환을 수행하였다. 그림 9는 그림 1의 16비트 치아영상을 DCMTK DICOM 함수^[8]와 제안된 방법을 이용하여 8비트로 변환한 결과를 3차원 그래프로 보여주고 있다. DICOM 함수는 16비트를 8비트로 일률적으로 변환하기 때문에 양자화 에러가 크다. 따라서 밝기가 유사한 치아와 치조골의 차이는 양자화 에러로 사라지게 된다. 하지만 제안된 방법에서는 골조직의 밝기 범위만을 8비트로 변환하기 때문에 치아와 치조골의 밝기 차이가 8비트 영상에서도 유지된다.

일련의 치아 CT 슬라이스가 주어지면 기준 프레임은

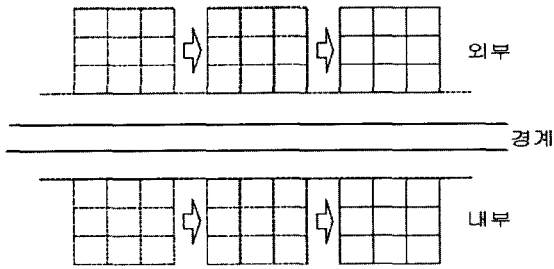


그림 10. Mask를 이용한 치아의 내부와 외부영역 추적
 Fig. 10. Inside and outside region defined by 3x3 mask

대상으로 제안된 방법으로 대표임계치를 결정한다. 8비트 변환된 모든 CT영상에서 치아와 치조골의 상대적인 밝기는 일정하게 유지되어야 하기 때문에 대표임계치로 모든 CT 슬라이스를 8비트로 정규화한다.

2. 적응 최적 임계치의 결정

정규화과정을 거친 영상은 치아와 치조골을 포함하는 골조직의 영상이다. 이 영상에서 치아를 정확히 추출하는 임계치를 자동으로 정하기 위해서는 가능한 균형을 이룬 bimodal 형태의 치아와 치조골의 히스토그램 생성이 바람직하다. 기존의 연구에서는 영상을 2차 미분하면 물체의 경계에서 부호가 변한다는 사실을 근거로 부호가 바뀌는 부분에서 +영역과 -영역의 화소만으로 히스토그램을 생성하였다^[9]. 그러나 치아와 치조골은 밝기가 중복되고 경계마다 밝기의 대비가 다르다. 특히 치아와 치조골 분리를 위해서는 치아의 외곽과 치조골 사이의 밝기 대비정보를 나타내는 히스토그램이 필요하다. 본 연구에서 이를 위해서 이전 슬라이스에서 전달된 임계값을 이용하여 치아의 내부와 외부의 영역의 히스토그램을 계산하고 이를 바탕으로 최적의 임계치를 결정하는 방법을 제안한다.

가. 치아의 내부와 외부 히스토그램 생성

치아의 내부와 외부 히스토그램은 이전 슬라이스에서 전달된 추정임계치를 이용하여 치아의 경계를 임시로 결정하고 이 정보를 근거로 치아 내부와 외부 영역을 구분하여 생성한다. 내부와 외부 히스토그램은 그림 10과 같이 경계를 따라가면서 생성할 수 있다. 이 때 경계의 방향설정에는 FMILL tangents가 사용된다.^[10]

그러나 이렇게 생성된 히스토그램도 그림 11에 보는 것처럼 겹치는 부분이 발생한다. 이것은 이전 슬라이스에서 전달된 임계치의 부정확으로 인한 경계추출오류와 이웃 치아나 밝은 치조골이 경계 가까이 위치하는 구조

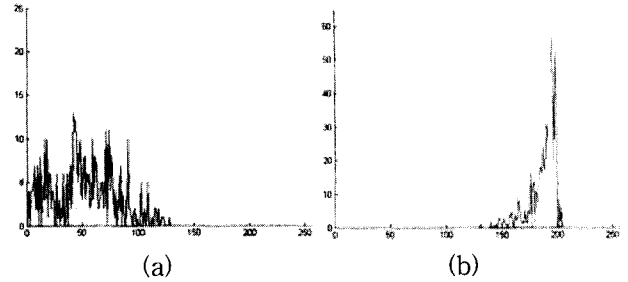


그림 11. 치아 내부와 외부 히스토그램
 (a) 치아 외부 히스토그램
 (b) 치아 내부 히스토그램

Fig. 11. Histograms of the inside and outside region.
 (a) Histogram of the inside of tooth
 (b) Histogram of the outside of tooth

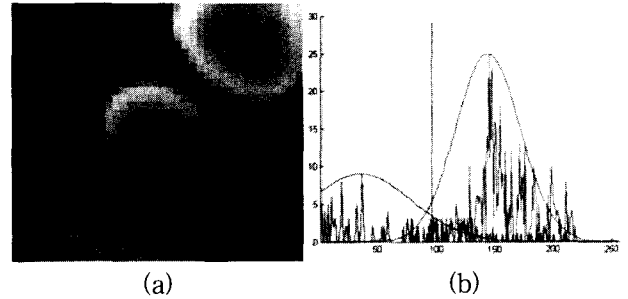


그림 12. 이웃치아와 근접한 치아의 영상과 히스토그램
 (a) 치아영상 (b) 내부와 외부 히스토그램

Fig. 12. The image of teeth adjacent each other and its histogram. (a) Teeth image (b) Histogram of the inside and outside of the tooth

적인 오류 때문에 발생한다.

경계오류를 줄이기 위해서는 경계를 중심으로 멀리 떨어진 화소를 내부와 외부화소로 선택해야 한다. 그러나 너무 멀어지면 가까이 있는 치아나 밝은 치조골이 외부히스토그램에 포함될 확률이 높아진다. 내부와 외부 영역은 그림 10과 같이 치아 경계화소에서 2화소 떨어진 곳에 3x3 마스크를 위치시켜 설정하는 것이 효과적임을 실험적으로 알수 있었다. 그림 12(b).는 그림 (a)로부터 3*3마스크를 사용하여 생성한 히스토그램을 보여주고 있다.

그림 12(a)는 이웃치아가 연결되어 있지는 않으나 아주 가까이 있어서 그림 12(b)의 히스토그램에서 보는 것처럼 이웃 치아의 화소가 외부 히스토그램에 포함되어 나타난다. 이러한 경우에 추출된 치아의 경계에 오류가 포함되면 히스토그램의 겹침은 더욱 심해진다. 보다 정확한 치아 분할을 위한 임계치 계산을 위해서는 치아 외부 클래스에서 이렇게 유입된 화소를 제외시켜야 한다. 이러한 문제를 해결하기 위해서 기존연구에서는 먼저 히스토그램의 최대치를 구하고, 이 점을 중심

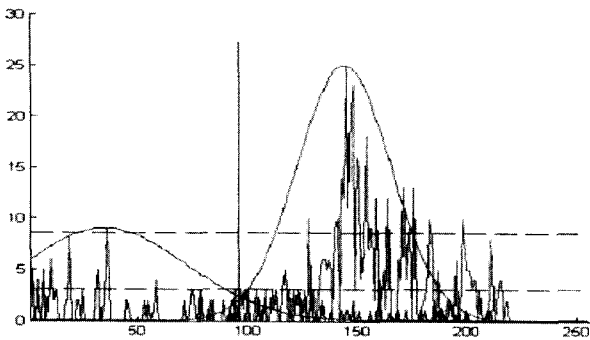


그림 13. 외부와 내부히스토그램의 가우시안 적합 및 임계치
 Fig. 13. Gaussian fitting and the threshold determined by the fitting.

으로 최대치의 1/2보다 큰 값을 갖는 부분만을 이용하여 적합을 수행함으로써 부정확한 modal이 포함되지 않도록 하였다.^[5] 그러나 본 연구에서는 외부와 내부 히스토그램이 분리되어 있고, 특정 슬라이스에서는 외부 화소수가 내부화소수에 비해서 적기 때문에 이 방법을 그대로 적용할 경우 좋은 결과를 얻을 수 없다. 따라서 본 연구에서는 치아 내부와 외부영역의 히스토그램에서 modal의 최대값의 1/3이상인 부분만 추출하여 적합을 수행한다. 즉 하나의 히스토그램에서 외부와 내부 적합함수를 구하는 대신 개별적인 히스토그램에서 적합함수를 계산한다. 그 결과 경계 오류와 인접한 치아나 치조골로 인해서 잘못 편입된 화소들의 영향을 최소화한 외부와 내부 적합함수를 계산할 수 있다. 그림 13은 이 방법으로 외부와 내부 히스토그램에 적합된 가우시안 함수를 보여준다. 그림의 가로 점선은 적합에 사용된 각 modal의 최대값의 1/3을 나타낸다.

나. 최적 임계치 계산

치아 내부와 외부의 각 modal에 적합된 가우시안 분포가 얻어지면 여기서 결정된 μ 와 σ 를 사용하여 치아 외 영역과 치아영역을 분할하는 임계치를 계산하게 된다. 그런데 생성된 두 modal을 분할하는 최적의 임계치는 하나의 modal에 대해 최적화한 후 임계치를 정하는 기존의 방법^{[5][7]}으로 결정되어지지 않는다. 따라서 본 연구에서는 치아 내부와 외부 즉 치아와 비치아 클래스를 최적화한 다음에 두 영역을 분할하는 최적의 임계치를 결정한다. 주위에 치조골이 적은 치아의 경우에 외부의 히스토그램 modal은 치아 내부 히스토그램 modal에 비해서 작고 불균형적인 형태를 갖는다. 이러한 경우에는 치아 자체 정보인 내부 히스토그램에 비중을 두

고 임계치를 결정한다. 반면에 치아 주위에 치조골이 증가하여 외부 정보가 많아지면 외부와 내부 modal 모두를 사용한 최적의 임계치 계산 방법으로 결정한다. 따라서 임계치 T는 다음과 같이 표현된다.

$$T = \begin{cases} \mu_2 - 2\sigma_2 & C_{outer}/C_{inner} < \alpha \\ T_{opt} & C_{outer}/C_{inner} \geq \alpha \end{cases} \quad (5)$$

여기서 C_{outer} 는 외부 클래스를 구성하는 화소의 수이고 C_{inner} 는 내부 클래스의 화소 수이다. α 는 상수로써 실험적으로 0.3이 결정되었다. μ_2 와 σ_2 는 치아 내부 클래스의 히스토그램 modal의 평균과 표준편차이다. T_{opt} 는 내부와 외부 히스토그램을 근거로 결정되는 최적 임계치로 다음 오류식을 최소화하는 값이 된다.

$$E(T) = P_2E_1(T) + P_1E_2(T) \quad (6)$$

여기서 $E_1(T)$ 와 $E_2(T)$ 는 각각 치아 화소를 비치아 화소로 구분하는 오류와 치아외 화소를 치아화소로 구분하는 오류이다. 이 오류는 다음 식으로 표현된다.

$$E_1(T) = \int_{-\infty}^T p_2(z)dz, E_2(T) = \int_T^{\infty} p_1(z)dz \quad (7)$$

$p_1(z)$ 과 $p_2(z)$ 는 확률밀도 함수로 각각 외부 히스토그램과 내부 히스토그램으로부터 구해진다. 본 연구에서는 히스토그램 생성시 오류를 극복하기 위해서 전술한 것처럼 특별히 고안된 가우시안 적합을 사용하여 밀도함수들을 계산한다. P_1 과 P_2 는 priori probability로 합이 1이고, 각각 한 화소가 주어졌을 때 비치아화소일 확률과 치아일 확률을 나타낸다. Priori probability는 다음과 같이 구하였다. 여기서 A_1, A_2 는 치아와 비치아 히스토그램을 구성하는 화소들의 개수를 더한 히스토그램의 면적이다.

$$P_1 = \frac{A_1}{A_1 + A_2}, P_2 = \frac{A_2}{A_1 + A_2} \quad (8)$$

따라서,

$$\frac{dE(T_{opt})}{dT} = 0 \quad (9)$$

이므로 T_{opt} 는,

$$T_{opt} = \frac{-a \pm \left(a^2 - b(\sigma_1^2 \mu_2^2 - \sigma_2^2 \mu_1^2 + 2\sigma_1^2 \sigma_2^2 \ln(\sigma_2 P_1 / \sigma_1 P_2)) \right)^{1/2}}{b} \quad (10)$$

$$A = \mu_1 \sigma_2^2 - \mu_2 \sigma_1^2 \quad B = \sigma_1^2 - \sigma_2^2 \quad (11)$$

이다. 이때 계산되어 얻어진 두 T_{opt} 들은 μ_1 과 μ_2 사이의 값에 해당하는지 경계를 검사하여 경계사이의 값에 해당되는 것으로 채택하였다.

3. 치아 영역의 재분할 및 표현

새로운 임계치가 결정되면 이것을 이용하여 현재 슬라이스에서 해당 치아영역을 재분할하게 된다. 새 임계치를 이용해서 분할된 치아영역은 전 슬라이스에서 전 달된 추정임계치를 이용해서 얻어진 임시치아 영역보다는 정확한 경계를 갖는다. 새로 결정된 치아경계는 3D 재구성을 위해서 각 치아의 슬라이스별 정보를 저장하는 객체에 저장된다. 이 자료객체는 슬라이스별 추정임계치와 치아를 포함하는 최소창 그리고 추출된 경계정보를 유지하면서 치아분할과정을 통제한다. 현 슬라이스에서 계산된 최종 임계치는 이전 두 슬라이스의 최종 임계치와 함께 다음 슬라이스의 임계치를 추정하는데 사용된다. 즉 다음 슬라이스의 임계치 T_{n+1} 은 현재 슬라이스와 이전 두 슬라이스의 최종임계치 T_n , T_{n-1} , T_{n-2} 를 변수로하는 다음과 같이 선형함수를 이용하여 추정하였다.

$$T_{n+1} = aT_n + bT_{n-1} + cT_{n-2} \quad (12)$$

치아의 CT영상 슬라이스들 중에서 치아의 상단과 하단이 결정되면 특정 슬라이스에 포함되는 치아의 형태는 어느 정도 예측이 가능하다. 또한 현재 슬라이스와 앞뒤 슬라이스와의 관계도 대략적으로 알수 있다. 이것은 CT 자료가 바뀌어도 특정 치아와 슬라이스에 대한 추정 파라미터 a, b, c에는 큰 변화가 없다는 것을 의미한다. 따라서 본 연구에서는 특정 CT 영상을 인텔액티브하게 이상적인 치아분할을 수행하여 이것을 바탕으로 추정매개변수를 결정하고, 치아객체가 생성될 때 이 정보를 객체에 등록하여 치아별로 그리고 슬라이스별로 개별적인 임계치 추정을 시도한다.

아무리 정확하게 임계치가 결정되어도 물리적으로 붙어있는 치아를 분리하는 것은 불가능하다. 이러한 현상은 치아 슬라이스가 치관쪽으로 갈수록 자주 나타난다. 그러나 개별 치아영역을 분할하기 위해서는 이러한

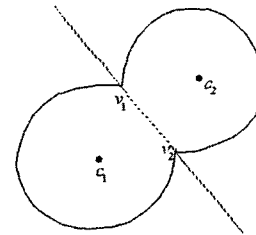


그림 14. 이웃 치아와 연결된 치아
Fig. 14. Adjacent teeth 'melting together' to one single shape

경우도 치아단위의 경계추출이 필수적이다. 치아끼리 연결되어 나타난 경우 치아의 화소값을 이용하여 분리하기가 어려우므로 다음과 같이 치아의 형태학적 정보를 이용하여 분리한다. 이웃치아와 붙어있는 치아의 경우 그림 14에서와 같이 두 치아가 만나는 치아의 연결 부위에 계곡점(valley point)을 갖게 된다. 두 계곡점 v_1 과 v_2 를 찾아서 연결하면 두 치아를 분리할 수 있다. 본 연구에서는 두 치아의 중점 c_1 과 c_2 를 지나는 직선에서 치아의 경계까지의 수직거리를 구한 다음, 거리가 최소가 되는 경계점을 계곡점으로 결정하였다. 이 방법은 잡음이 포함된 치아경계에서도 비교적 정확하게 계곡점을 추출하였다.

모든 치아의 개별적인 경계가 얻어지면 치아별로 추출된 경계정보와 치아의 중심점, 임계치, 크기 등의 정보가 독립적인 객체에 저장되어 다음 슬라이스에 전달된다. 이 정보는 다음 슬라이스에서 치아의 위치와 크기 그리고 임계치를 결정하는 데 이용된다. 비정상적인 치아를 가진 사람은 치아가 존재할 위치에 치아가 나타나지 않았다가 갑자기 나타날 수도 있다. 이러한 경우를 대비하여 매 슬라이스마다 이웃한 치아의 가중치를 이용하여 임계화를 시도하고 치아영역이 나타나면 새로운 치아를 초기화 한다. 여러 개의 치근이 존재하는 치아의 경우에는 하나의 치아영역에 여러 개의 작은 치아영역들이 나타나게 된다. 치아는 최대 3개의 치근을 가질 수 있다^[11]. 슬라이스별로 유지되는 치아의 중심과 크기 정보는 이러한 치아의 변화에 유연하게 적응할 수 있도록 한다.

IV. 실험 결과 및 분석

본 연구에서는 치아와 치아 그리고 치조골과 치아를 개별적으로 분리하기 위한 영상정규화방법과 치아별 최적임계치 결정방법을 제안하였다. 그림 15는 테스트에



그림 15. 균등하게 재양자화된 8비트 테스트 영상
 (a) 치관부근의 슬라이스 (b) 치근부근의 슬라이스
 Fig. 15. 8bit test image requantized uniformly
 (a) slice of the crown of tooth (b) slice of the root of tooth

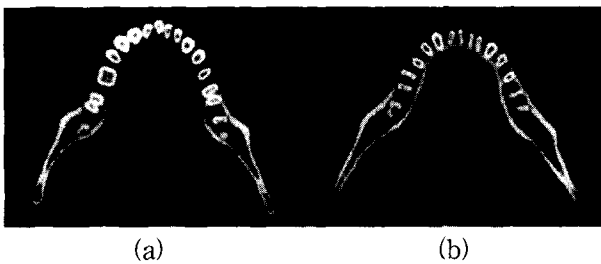


그림 16. 제안된 방법으로 정규화된 8비트 영상
 (a) 그림 15(a)의 정규화된 영상 (b) 그림 15(b)의 정규화된 영상
 Fig. 16. normalized 8bit image by the proposed method.
 (a) normalized image of Fig. 15(a) (b) normalized image of Fig. 15(b)

사용될 16비트 치아 CT 영상을 균일하게 8비트로 재양자화하는 DICOM 라이브러리^[8] 함수를 이용하여 얻은 결과이다. 이 경우 양자화 오류가 크기 때문에 유사한 밝기를 갖는 치아와 치조골의 구분이 어렵게 된다. 그림 16은 본 연구에서 제안한 방법으로 정규화한 결과이다. 연조직정보는 손실되었지만 골조직 내에서 치아와 치조골의 상대적인 밝기정보는 최대한 유지됨을 볼 수 있다. 하지만 이 영상에서도 치아와 치아 그리고 치아와 치조골을 분리하는 것은 쉽지 않음을 보여주고 있다.

그림 16의 정규화된 영상슬라이스들에서 볼 수 있는 것처럼 상단부에서는 치조골이 적은 반면에 앞 치아들이 붙어있고 하단부에서는 치조골이 많이 포함된다. 또 다른 어려운 점은 치조골과 치아가 유사한 밝기를 갖는다는 것이다. 따라서 앞에서도 언급한 것처럼 기존의 ID 재구성에서 주로 사용되는 전역임계화로는 치아와 치조골 그리고 치아와 치아를 구분하기 어렵다.

그림 17은 정규화된 8비트 영상에 전역임계화 방법을 적용하여 얻은 결과(그림 (a))와 본 연구에서 제안한

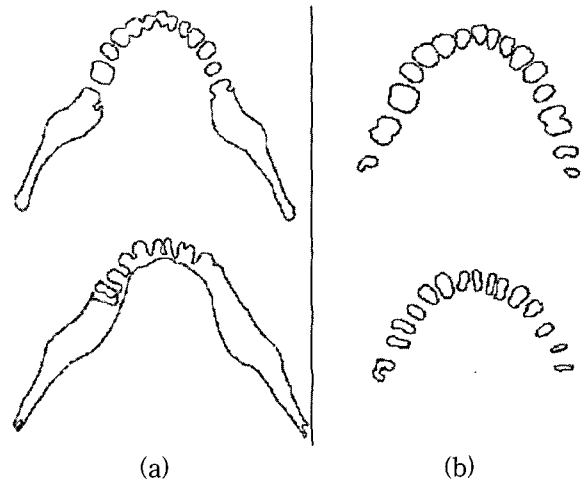


그림 17. 치아분할 결과의 비교 (a) 전역임계화 방법의 결과 (b) 제안된 방법의 결과
 Fig. 17. Comparison of segmentation results (a) Global thresholding (b) Proposed method

최적임계치 결정방법을 적용하여 얻은 결과(그림 (b))이다. 그림의 결과는 제안된 방법이 치조골로부터 치아를 정확하게 분리할 수 있고 인접한 치아들도 개별적으로 분리할 수 있음을 보여주고 있다. 특히 치아와 유사한 밝기를 갖는 치조골속에 둘러싸인 어금니도 정확하게 추출할 수 있음을 알 수 있다. 반면에 전역임계화 방법으로는 치아와 치조골을 분리할 수 없음을 보여주고 있다.

2장에서 제시한 그림 3과 4는 이상적인 치아영역의 95%를 유지하는 임계치의 상한값과 하한값을 그래프로 나타낸 것이다. 그림 4는 같은 슬라이스에 있는 각 치아의 임계치변화를 그리고 그림 3은 한 치아에 대해서 슬라이스별 임계치 변화를 나타낸다. 그림에서 볼 수 있는 것처럼 95% 이상의 정확도를 유지하기 위해서는 슬라이스별로 그리고 치아별로 임계치가 상한과 하한 사이에 놓여야 한다. 그러나 이것을 만족시킬 수 있는 전역임계치는 존재할 수 없음을 알 수 있다.

그림 18(a)는 그림 4에 제안된 방법으로 계산된 치아별 임계치를 표시한 것이다. 그래프의 x축은 치아 번호로 가운데 부분은 앞니에 양쪽은 좌우 어금니 부분에 해당한다. 그림에서 방법 A는 제안된 방법의 오류극복 능력을 평가하기 위해서 도입한 방안이다. 방법 A는 이전 슬라이스에서 추정되어 전달된 임계치를 바탕으로 치아의 임시경계를 추출한 다음, 이 경계정보를 이용하여 치아의 외부영역과 내부영역을 구분하여 별개의 히스토그램을 구하고, 이 히스토그램을 바탕으로 최종임

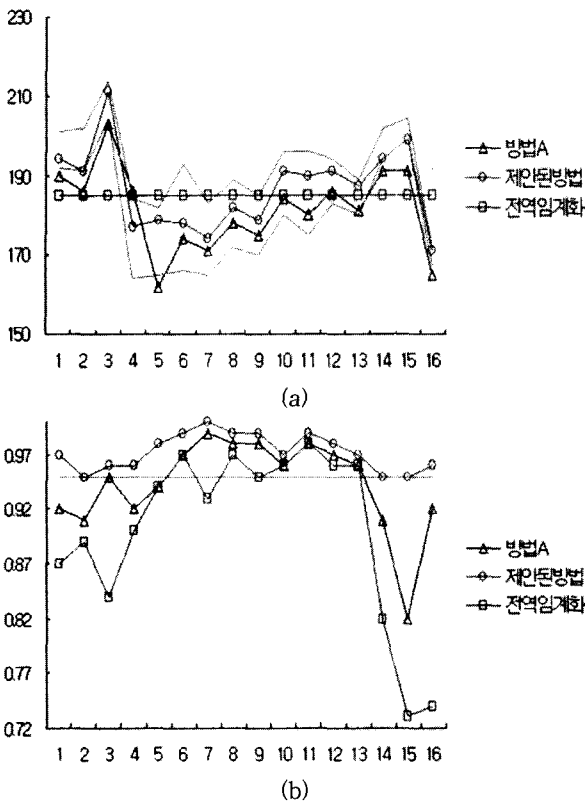


그림 18. 한 슬라이스에 대한 치아별 임계치와 정확도 비교 (a) 치아별 임계치 변화 (b) 분할된 영역의 정확도를 나타내는 유사인덱스 비교

Fig. 18. Comparison of the threshold and accuracy of tooth in a given slice (a) The changes of the threshold at each tooth in a given slice (b) Similarity Index representing accuracy of segmented region

계치를 구한다는 측면에서 제안된 방법과 동일하다. 다만 제안된 방법은 추정된 임계치의 오류로 인해서 외부와 내부 히스토그램에 잘못된 화소가 유입되는 것을 감안하여 히스토그램 적합을 수행하였고, 슬라이스에 따라서 내부와 외부 히스토그램의 비율이 같지 않는 점을 고려해서 최적임계치를 결정하였다.

그림 18(a)에서 볼 수 있는 것처럼 제안된 방법은 방법 A나 전역임계화 방법에 비해서 보다 정확한 임계치를 산출한다. 그림 18(b)는 각 방법에서 결정된 임계치가 얼마나 정확하게 치아영역을 분할하는 지를 보여주는 결과이다. 즉 계산된 임계치로 치아를 분리했을 때, 이상적인 치아영역과의 유사도를 식 (1)을 이용하여 계산한 것이다. 그림은 제안된 방법이 방법 A에 비해서 정확한 임계치를 계산한다는 것을 보여준다. 특히 치조골이 많이 포함되는 어금니 부분인 그래프영역의 좌우

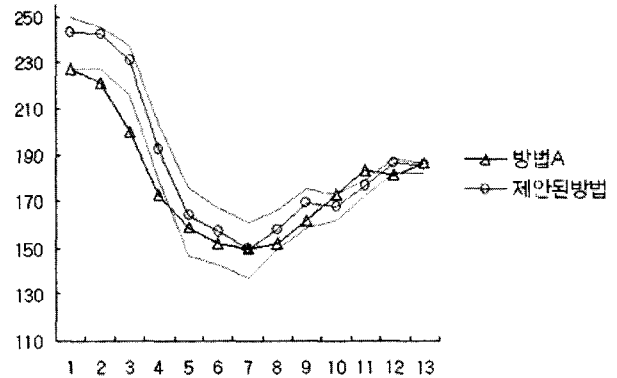


그림 19. 한 치아에 대한 슬라이스별 임계치 변화
Fig. 19. The changes of the threshold value at each slice for a given tooth.

부근에선 정확도가 현저히 높다. 이는 현 슬라이스에서 이전 슬라이스로부터 추정된 임계치를 사용하여 치아를 분할할 때 오류가 많이 포함된다는 것을 의미한다. 제안된 방법은 히스토그램 생성시 유입되는 이 오류를 효과적으로 극복하고 있다.

그림 19는 한 치아에 대해서 슬라이스별로 계산된 임계치의 변화를 보여주고 있다. 그래프에서 x축은 슬라이스 번호를 나타낸다. 왼쪽의 작은 슬라이스번호는 치관에 해당하고 오른쪽으로 갈수록 치근에 접근한다. 그림에서 단단한 법랑질과 상아질에 둘러싸인 치관보다 상대적으로 경도가 낮은 백악질에^[11] 둘러싸인 치근의 슬라이스가 임계치의 상하한 범위가 작은 것을 볼 수 있다. 따라서 치근부분으로 갈수록 분리가 어려워지고 정확한 임계치 계산이 요구된다. 그림은 제안된 방법이 정확도 95% 범위 안에 들어가는 임계치를 계산하고 있음을 보여준다. 방법 A는 초기 슬라이스와 치근부분의 슬라이스에서 임계치 변화에 잘 적응하지 못하고 있다.

위의 테스트 결과는 제안된 방법이 치아별로 그리고 슬라이스별로 임계치의 변화가 큰 CT 영상에서 비교적 정확하게 적응적으로 임계치를 결정할 수 있음을 보여주고 있다. 또한 골조직과 연조직을 분리하는 기존의 3차원 재구성에서 주로 사용하는 전역임계화 방법으로는 불가능한 치아와 치조골 그리고 치아와 치아를 정확하게 분리할 수 있음을 보여주고 있다. 따라서 제안된 방법은 치아교정과 임플란트 시뮬레이션등에서 필요한 각 치아를 개별적으로 조작할 수 있는 3차원 재구성을 가능하게 할 것으로 기대된다.

V. 결론

본 연구에서 CT 영상을 이용하여 각 치아를 개별적으로 조작할 수 있는 3차원 치아 모델의 재구성에 필요한 치아영상 분할 방안을 제안하였다. 즉 각 치아를 이웃한 치아로부터 그리고 유사한 밝기를 갖는 치조골로부터 분리하기 위한 적응적인 최적 임계치 방법을 제안하였다. 또한 보다 효율적인 치아와 치조골의 분할을 위해서 치아와 치조골의 상대적인 밝기 정보를 최대한 유지할 수 있는 8비트 영상 생성방안을 제안하였다. 실험 결과 제안된 방법이 가변적인 상황에서 치아와 치조골 그리고 치아와 치아를 비교적 정확하게 분할할 수 있음을 증명하였다. 제안된 방법은 각 치아와 치조골을 개별적으로 모델링할 수 있게 할 것으로 기대된다. 이는 지금까지 2D 방사선 영상을 바탕으로 이루어지고 있는 치아교정계획수립, 교정 시뮬레이션, 임플란트 시뮬레이션 등을 3차원 모델을 바탕으로 수행할 수 있는 시스템 개발을 가능하게 한다.

참 고 문 헌

- Schauenburg, F. Nusslin, R. Bares, "Threshold Calculation for Segmented Attenuation Correction in PET with Histogram Fitting", *IEEE Trans. Nuclear Science*, vol. 48, no. 1, Feb. 2001.
- [8] <http://www.offis.de/>
- [9] R. C. Gonzalez, R. E. Woods, "Digital Image Processing", Addison Wesley, p.447-455
- [10] G. Farin, "Curves and Surfaces for CAGD", p.118-120
- [11] 이덕혜, 이탁경, "치아형태학", 고문사, p.15-22
- [1] J. H. Ryu, H. S. Kim, K. H. Lee, "Contour based algorithms for generating 3D medical models", *Scanning Congress 2001: Numerization 3D session*, Paris, France, April 4-5, 2001.
- [2] S. Liu, W. Ma, "Seed-growing segmentation of 3D surfaces from CT-contour data", *Computer-Aided Design* 31, p.517-536, 1999.
- [3] G. Bohm, C. Knoll, V. G. Colomer, M. Alcaniz-Raya, S. Albalat, "Three-dimensional segmentation of bone structures in CT images", *SPIE*, vol.3661, p.277-286, San Diego, California, 2, 1999.
- [4] S. Beucher, C. Lantuejoul, "Use of watersheds in contour detection", *International Workshop on image processing: Real-time Edge and Motion detection/estimation*, Rennes, France, Sep.17-21, 1979.
- [5] 김태우, "MR영상의 3차원 가시화 및 분석을 위한 뇌영역의 자동 분할", *한국정보처리학회 논문지* 제 7권 제2호 p.542-551, 2002, 2
- [6] A. P. Zijdenbos, B. M. Dawant, R. A. Margolin, A. C. Palmer, "Morphometric Analysis of White Matter Lesions in MR Images: Method and Validation", *IEEE Trans. Medical Imaging*, Vol.13, p.716-724, 1994.
- [7] K. Bilger, J. Kupferschlager, W. Muller

저 자 소 개



허 훈(정회원)
 1994년 숭실대학교 전자공학과
 학사 졸업
 1999년 성균관대학교 컴퓨터
 공학과 석사 졸업
 1999년~현재 경희대학교 컴퓨터
 공학과 박사과정
 <주관심분야: 신호처리, 의료영상처리>



채 옥 삼(정회원)
 1977년 인하대학교 전자공학과
 학사 졸업
 1982년 오클라호마주립대학교
 전기 및 컴퓨터공학과
 석사 졸업
 1986년 오클라호마주립대학교
 전기 및 컴퓨터공학과 박
 사 졸업
 1986년~1988년 Texas Instrument Image
 Processing Lab. 선임연구원
 1988년~현재 경희대학교 컴퓨터공학과 교수
 <주관심분야 : 신호처리, 영상처리, 컴퓨터비전>