

치과 진료 시뮬레이션을 위한 3차원 치아의 재구성 시스템

허 훈[†] · 최 원 준[†] · 채 옥 삼^{††}

요 약

최근 치과 분야의 정보화는 환자자료와 진단영상의 취득과 관리등을 포함하는 통합 정보화시스템으로써 급속히 발전되었다. 이러한 시스템이 성공하기 위해선 의사가 정확하게 질환을 진단하고 치료하도록 양질의 정보를 제공하며 환자들에게 필요한 고가의 치료를 효과적으로 설득할 수 있는 기능이 확보되어야 한다. 이러한 측면에서 치과분야 시뮬레이션이 가능한 3차원 재구성된 치아모델이 필요하다. 치과분야의 치아조작은 대부분 개별 치아 단위로 이루어진다. 따라서 3차원 치아 재구성 시스템은 개별치아의 영역분할과 치아에 맞는 재구성기술이 요구된다. 본 논문에서 적응 최적 임계화를 사용한 치아단위 영역분할 방안과 분할된 경계를 사용한 윤곽선 기반방식의 치아 재구성방안을 제안한다. 즉, 연속된 CT영상에서 개별치아 영역을 정확히 분할하기 위해 슬라이스마다 적응적으로 결정된 최적의 임계치를 사용하여 각 치아를 인접한 이웃 치아와 치조골로부터 분리한다. 분할결과는 3차원 재구성되어 개별 치아를 조작하는 사용자의 입력에 따라 3차원 공간상에서 치아의 이동, 발거 동작을 바탕으로 치과 진료의 시뮬레이션을 가능하게 한다.

3D Reconstruction System of Teeth for Dental Simulation

Hoon Heo[†] · Won-Jun Choi[†] · Ok-Sam Chae^{††}

ABSTRACT

Recently, the dental information systems were rapidly developed in order to store and process the data of patients. But, these systems should serve a doctor a good quality information against disease for diagnostic and surgery purpose so as to success in this field. This function of the system is important to persuade patients to undergo proper surgical operation they needed. Hence, 3D teeth model capable of simulating the dental surgery and treatment is necessary. Teeth manipulation of dentistry is performed on individual tooth in dental clinic. So, 3D teeth reconstruction system should have the techniques of segmentation and 3D reconstruction adequate for individual tooth. In this paper, we propose the techniques of adaptive optimal segmentation to segment the individual area of tooth, and reconstruction method of tooth based on contour-based method. Each tooth can be segmented from neighboring teeth and alveolar bone in CT images using adaptive optimal threshold computed differently on tooth. Reconstruction of individual tooth using results of segmentation can be manipulated according to user's input and make the simulation of dental surgery and treatment possible.

키워드 : 치과 진료 시스템(Dental Information Systems), 개별 치아(Individual Tooth), 영역 분할(Segmentation), 3차원 재구성(3D Reconstruction), 최적 임계화(Optimal Thresholding), 적응 임계화(Adaptive Thresholding)

1. 서 론

최근 치과분야의 정보화를 위하여 환자자료의 생성과 관리, 수납 및 보험청구, 진단 영상의 취득과 관리, 분석등 모든 업무를 통합하는 시스템들이 개발되고 있다. 이러한 시스템들이 성공을 거두기 위해서는 의료 서비스의 질과 의사의 업무효율을 향상시킬 수 있는 기능을 갖추어야 한다. 치과분야에서 요구되는 기능으로는 진단에 필요한 다양한 정보의 신속한 검색과 분석, 정확한 시술을 위한 시뮬레이션, 환자에게 고가의 치료를 효과적으로 설득하고 치료에 대한 신뢰를 심어줄 있는 가상화 기능 등을 들 수 있다. 본 연구에서는 치과분야의 진단과 환자설득에 필요한 특성을

갖춘 CT 영상을 기반으로 하는 3차원 치아모델의 생성 및 가상화 시스템을 제안한다.

CT나 MRI 영상을 이용한 3차원 재구성에 관한 연구는 오래 전부터 연구되어 왔고 많은 상용 시스템이 의료현장에서 중추적인 역할을 하고 있다. 그러나 이들 시스템은 객체를 분리하는데 주로 전역 임계화(global thresholding) 방법을 채택하고 있어서 서로 인접해있는 치아와 치조골을 개별적으로 분리하여 모델링 하는데는 어려움이 있다[1]. 치아교정, 발치, 임플란트 시술과 같은 치과치료를 위한 시뮬레이션을 위해서는 CT 영상으로부터 치아를 개별적으로 분리할 수 있는 방법과 각 치아를 독립적으로 조작할 수 있는 모델링 방법이 필요하다.

이러한 치과분야의 특성을 고려하여 전역임계화 방법을 사용하는 상용 3차원 재구성 시스템의 한계를 극복하기 위한 연구가 시작되고 있다. Liu[2]는 연속적인 CT 영상들

[†] 준 회 원 : 경희대학교 대학원 컴퓨터공학과

^{††} 정 회 원 : 경희대학교 전자계산공학과 교수

논문접수 : 2003년 11월 12일, 심사완료 : 2004년 3월 16일

사이에서 치아의 형태가 점진적으로 변한다는 사실을 이용하여 치아 영역의 분리시 인접한 치조골이 분리되지 않는 문제를 해결을 시도하였다. 기존 프레임에서 치아의 경계를 추출하여 spline으로 근사화하고 다음 영상에서 치아 경계를 추출하는데 사용하였다. 그러나 spline 근사화에 임계화를 통해서 얻어진 정보를 이용함으로써 전역임계화 문제는 완전히 해결하지 못했다. Bohm과 Knoll[3]은 임계화 문제를 변형된 워터셰드 알고리즘[4]을 이용하여 해결하고자 하였다. 그러나 워터셰드 알고리즘의 문제인 과분할 문제를 해결하기 위해서 사용자가 지정하는 병합기준을 사용하여야 한다. 본 연구에서는 치아마다 그리고 슬라이스(slice)마다 치아와 치아 그리고 치조골과 치아를 분리하는 임계치(threshold value)가 다른 점과 특정 치아의 밝기가 연속적인 CT 슬라이스 사이에 점진적으로 변한다는 사실을 근거로 슬라이스들 사이에서 적응적으로 변화하면서 개별 치아를 최적으로 분할 하는 임계치 결정 방안을 제안한다.

CT 영상으로부터 치아영역이 추출되면 이것을 바탕으로 치아의 3차원 모델을 생성하게 된다. CT 영상으로부터 고관절과 신체장기와 같은 부위의 3차원 재구성 및 가시화에 관해서 많은 연구가 진행되어 실용화 단계에 있다. 보고된 3차원 재구성 및 렌더링(Rendering)은 윤곽선기반(contour based) 방식[5-7]과 체적소기반(voxel based) 방식[8-11]으로 나뉜다. 전자는 인접한 슬라이스 간의 분할된 두 물체의 윤곽선 사이를 삼각형 형태의 facet으로 채우는 방법이며, 후자는 분할된 물체의 영역을 쌓아서 만든 3차원 공간을 체적소 격자(voxel grid)로 나누어 이 육면체들로부터 객체 표면을 추출하는 방법이다. 체적소 기반 방식은 윤곽선 기반 방식에 비해서 간단하지만 생성된 표현의 정확도가 떨어지고 재구성을 위해서 필요한 데이터양이 많다[8, 9].

치아 CT 영상의 해상도는 여러개의 치근을 가진 복잡한 구조의 치아를 치과의사들이 요구하는 수준의 모델을 재구성하기에 충분하지 않다. 따라서 치과분야를 위해서는 주어진 해상도에서 정확한 모델을 구성할 수 있는 방법이 필요하다. 본 연구에서는 이러한 점을 고려하여 윤곽선 기반으로 하는 치아의 표면 모델링 방법을 채택한다. 또한 치아의 교정이나 시술을 위한 시뮬레이션과 필요한 변수추정을 위해서 객체기반 가시화 및 조작 방법을 제안한다.

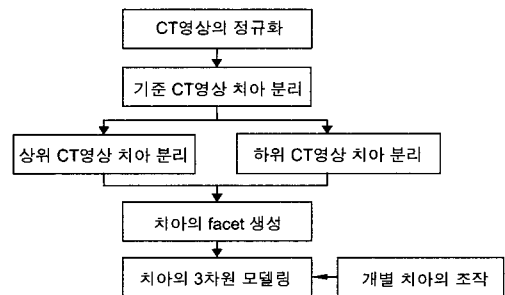
2. 제안한 시스템 설계

치과진료 시뮬레이션을 위한 3차원 재구성 시스템은 기존 CT 영상을 기반으로 하는 3차원 재구성 시스템과 다음과 같은 점에서 차이가 있다.

첫째, CT 영상에서 치아는 유사한 밝기값을 갖는 치조골에 둘러싸여 있거나 다른 치아와 붙어 있는 경우가 많아 기존 시스템들에서 사용하는 전역 임계화 방법으로 치아와 치아 그리고 치아와 치조골을 분리할 수 없다. 둘째, 기존의 3차원 재구성 시스템은 골조직이나 특정 기관의 현재

상태로 3차원적으로 가시화 하는 것을 목적으로 하지만 치과진료를 위한 시스템은 추가적으로 각 치아를 독립적으로 조작할 수 있어야 하고 시술에 필요한 변수를 추출할 수 있어야 한다.

이러한 특성을 고려하여 본 연구에서는 각 치아를 이웃 치아와 치조골로부터 독립적으로 분리할 수 있는 기능과 분할된 치아의 윤곽정보를 바탕으로 정확하게 3차원 모델을 구성하고 자유로이 조작할 수 있는 기능을 갖춘 (그림 1)과 같은 구조의 시스템을 개발한다.



(그림 1) 전체 시스템 블록도

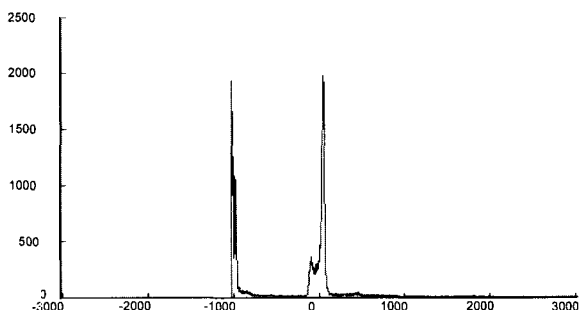
제안된 시스템은 크게 치아영역분할과 3차원 모델 생성 및 조작으로 구분된다. 치아 영역분리는 정규화와 기준영상 초기화 그리고 기준영상의 치아정보로 초기화되는 점진적인 영상분할 단계로 구성된다. 3차원 모델 생성 및 조작은 영역분할 과정에서 생성된 치아영역의 윤곽선을 연결하여 치아별로 독립적인 모델을 생성하고 사용자의 키, 마우스 조작에 따라 개별 치아를 조작하여 가시할 수 있는 기능을 갖는다.

제안된 시스템에서는 개별적인 치아분할을 위해서 치아 CT 슬라이스에서 특정 치아의 형태는 슬라이스간에 점진적으로 변화한다는 사실을 근거로 점진적인 영역분할 방안을 채택하였다. 즉 이웃 슬라이스에서 전달된 정보를 바탕으로 현재 슬라이스의 임계치와 경계를 결정하고 그 결과를 바탕으로 다음 슬라이스에서 사용될 정보를 추정하여 전달한다. 초기정보는 치조골이 존재하지 않고 치아들이 분리되어 있는 중간 슬라이스를 기준 프레임으로 선택하여 사용자의 간섭하에 결정된다.

분리된 영역을 바탕으로 하는 치아의 3차원 모델생성은 상대적으로 매끄러운 표면을 제공하는 윤곽선 기반 재구성 방안을 채택한다. 치아의 조작은 치과 진료 시뮬레이션을 위한 기본적인 시술인 치아의 교정과 발거 시뮬레이션[12]을 위해 각 치아의 이동과 회전이 가능하도록 하였다. 치아 발거의 경우 치아의 움직임이 상하좌우 어느방향으로 움직임한계내 자유롭게 움직일 수 있다. 하지만, 교정의 경우 치열을 고르게 만드는 교정 치료의 목적에 맞게 치열을 따라 움직여야 한다. 그러므로 치아의 상관관계에 따라 치열을 맞춘 후에, 각 치아를 조작함으로써 교정 시뮬레이션을 하게 된다. 다음 장에서 각 블록을 단계별로 기술한다.

3. 치아 영역 분리를 위한 CT 영상의 정규화

CT 영상은 12내지 16비트의 고해상도로써 입력된다. 다음 (그림 2)는 치아 CT 영상의 16bit 히스토그램이다.



(그림 2) 치아 CT 영상의 16bit 히스토그램

치아 CT 영상은 빈공간과 배경에 해당하는 영역과 연조직 영역 그리고 치아와 치조골을 포함하는 골조직 영역으로 구성된다. 골조직은 연조직의 오른쪽에 위치하며 연조직 modal에 비해 상대적으로 많이 작다. 이러한 히스토그램을 가진 영상에서 관심(interesting) 조직인 골조직을 다루기 위해서 기존의 연구에선 히스토그램으로부터 해당 조직부분만 추출하여 8비트 영상으로 변환한다[13-15]. 이렇게 함으로써 히스토그램 기반 연산의 효율성을 높일 수 있다. 그런데 치아와 치조골의 분리를 목표로하는 제안된 영역분리 알고리즘을 위해서는 치아와 치조골 사이의 밝기 차가 최대한 유지될 수 있도록 정규화 되어야 한다. 이를 위해서 본 연구에서는 배경과 연조직으로부터 치아와 치조골을 포함하는 골조직을 분리하여 골조직의 밝기 정보만을 8비트로 변환한다.

연조직으로부터 골조직 영역을 분리하기 위한 임계치 결정방법으로 히스토그램 모델 적합(fitting) 방법이 주로 사용되고 있다[13, 16]. 이들 방법에는 연조직의 히스토그램을 적합하여 골조직과 분리하는 임계치를 정한다. 이때 적합함수의 선정으로써 Bilger[13]는 다음과 같은 식을 제안하였다.

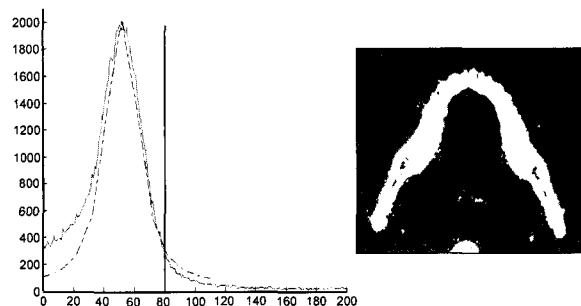
$$f(\mu) = \frac{h(\mu_0)}{1 + \left(\frac{|\mu - \mu_0|}{b}\right)^n}$$

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

$$T = \mu_0 + \frac{\alpha}{n} b$$

여기서 α 는 사용자가 정하는 상수으로써 주로 5.3을 사용

한다. (그림 3)은 Bilger 방법에 의한 히스토그램 적합과 임계화 결과이다. 그러나 그림에서 볼 수 있는 것처럼, 16bit CT 영상내 연조직의 히스토그램 modal을 정확하게 모델링하지 못하고 있으며 구해진 임계치도 이상적인 임계치보다 낮게 결정됨을 알 수 있다. 가장 큰 원인은 연조직 modal이 정점을 중심으로 정확한 대칭을 이루지 않는 것에서 찾을 수 있다.



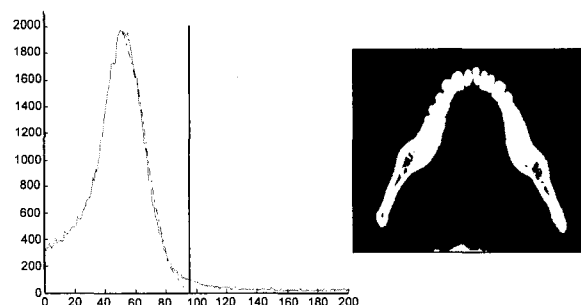
(a) 적합 결과와 임계치 (b) 임계화 결과

(그림 3) Bilger 방법에 의한 적합 및 임계치 결정

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

$$T = \mu_0 + 3\sigma$$

이 식은 연조직을 최대한 배제하면서 정확하게 골조직을 분리할 수 있도록 실험적으로 결정되었다. (그림 4)는 제안된 방법에 의한 히스토그램 적합 결과와 이를 바탕으로 결정된 임계치의 적용 결과이다. (그림 3)의 Bilger 방법에 비해서 보다 정확한 히스토그램 적합이 이루어졌고 임계화 결과도 향상되었음을 보여주고 있다.

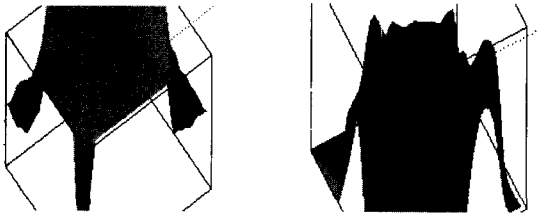


(a) Gaussian fitting과 임계치 (b) 임계화 결과

(그림 4) 제안된 적합 방법과 임계화 결과

본 연구에서는 이와 같이 결정된 임계치로 치아와 치조골의 골조직의 밝기값 범위를 결정하여 8비트로 변환된 영

상내 치조골과 치아의 상대적인 밝기 정보가 최대한 유지되어 나타나도록 하였다. (그림 5)는 16비트 치아영상내 치조골에 둘러싸인 어금니를 DCMTK DICOM 함수[17]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. 제안된 방법에서는 골조직의 밝기 범위만을 8비트로 변환하기 때문에 치아와 치조골의 밝기 차이가 8비트 영상에서도 유지된다.



(a) DICOM 함수에 의한 변환 (b) 제안된 방법에 의한 변환

(그림 5) 16비트에서 8비트로 변환된 치조골에 둘러싸인 어금니의 3차원 표현

본 연구에서는 슬라이스간의 정보를 이용하지 않는 기존의 연구[14, 15]와 달리 임계치가 슬라이스간 점진적으로 결정되고 전송되기 위해 슬라이스들을 일률적으로 8비트 변환시켰다. 즉, 일련의 치아 CT 슬라이스가 주어지면 기준 프레임을 대상으로 제안된 방법으로 대표임계치를 결정한다. 그리고, 8비트 변환된 모든 CT 영상에서 치아와 치조골의 상대적인 밝기는 일정하게 유지되어야 하기 때문에 대표임계치로 모든 CT 슬라이스를 8비트로 정규화한다.

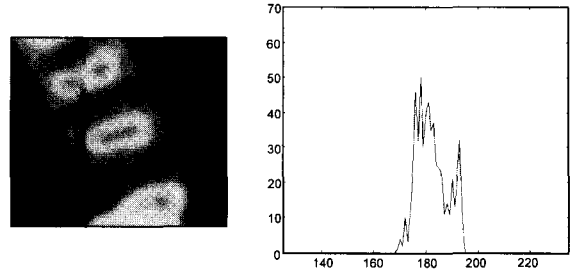
4. 개별 치아의 분할

4.1 슬라이스내 치아 분리 방안

임계화를 하기 전에 치아 히스토그램의 어느정도 영역을 사용하여 치아와 치아의 영역을 나누는 임계치를 정할 것인가를 정해야한다. 기존의 연구[18, 19]에서는 국부 임계화(local thresholding) 방법을 사용하여 영상내 불필요한 영역을 제거한 영역의 히스토그램을 사용하였는데 이 방법으로 배경의 modal에 억눌리지 않는 (그림 6)(b)와 같은 히스토그램의 분명한 modal 형태를 얻을 수 있다.

그러나 배경을 제외시킨 히스토그램도 여전히 한쪽으로 치우친 형태의 분포도를 갖는다. 전술한 것처럼 본 연구에서는 bimodal 형태의 히스토그램 생성을 위해서 전 슬라이스에서 전달된 임계치로 분할된 치아의 경계 정보를 사용한다. 문제는 각 치아별로 그리고 CT 영상 슬라이스별로 치아와 그 밖의 영역을 구분하기 위한 최적의 임계치를 어떻게 구하느냐에 있다. 이와 관련하여 두 영역을 임계화하기 위한 많은 방법이 제안되었다[19, 20]. 대표적인 방법으

로 Otsu[18, 20]는 두 영역을 포함하는 히스토그램을 바탕으로 하는 최대 구분 임계치(maximum discriminant thresholding) 방법을 제안하였다.



(a) 치아의 국부 임계화를 위한 국부 영역의 설정 (b) 국부 치아 영역의 히스토그램

(그림 6) 국부 임계화 방법의 영역 설정과 히스토그램

Otsu는 다음과 같은 식으로 클래스간 분산이 최대가 되는 임계치 k 를 두 클래스를 구분하는 임계치로 택하였다

$$v(k) = \sum_{c=1,2} \omega_c(k) [\bar{i}_c(k) - \bar{i}_T]^2$$

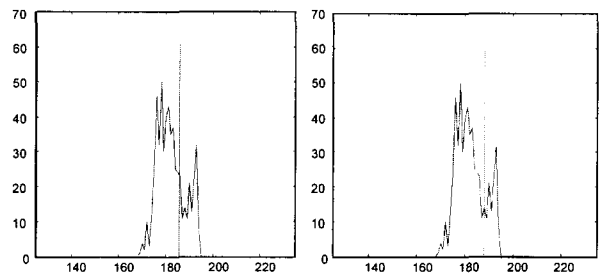
여기서 ω_c 는 클래스 c 의 발생확률인데 히스토그램 $p(i)$ 를 바탕으로 다음과 같이 계산되고,

$$\omega_1 = \sum_{i=1}^k p(i), \omega_2 = \sum_{i=k+1}^L p(i)$$

각 클래스의 평균은 다음 식으로 주어진다.

$$\bar{i}_1(k) = \frac{1}{\omega_1} \sum_{i=1}^k ip(i), \bar{i}_2(k) = \frac{1}{\omega_2} \sum_{i=k+1}^L ip(i)$$

그러나 이 방법은 불균형한 형태의 bimodal을 갖는 히스토그램에서 실제보다 작은 임계치를 생성하는 경향이 있다.



(a) Otsu 방법으로 결정된 임계치 (b) 이상적인 임계치



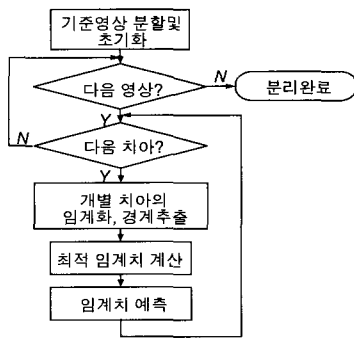
(c) Otsu 방법의 임계치와(좌) 이상적인 임계치(우)로 임계화된 치아의 모습

(그림 7) 불균형한 형태의 히스토그램상의 임계치

(그림 7)은 Otsu의 방법으로 결정된 임계치와 사용자가 구한 이상적인 임계치를 비교한 모습이다. Otsu 방법에 의해서 결정된 임계치를 사용한 경우에 치조골의 일부가 치아영역에 결합되는 것을 볼 수 있다. 이 결과에서 볼 수 있는 것처럼 Otsu 방법은 불균형적인 bimodal 형태의 히스토그램을 갖는 치아분리에는 적합하지 않다. CT 영상내 다양한 환경에 놓여지는 치아들의 경계를 정확히 분리하기 위한 임계치 선정을 위해서는 좀더 균형을 이루은 bimodal 형태의 히스토그램 생성이 필요하다.

4.2 치아와 치아 외부의 히스토그램 생성을 이용한 최적 임계치 결정

정규화된 CT영상에서 개별 치아 영역을 분할하는 알고리즘의 구조는 다음과 같다.



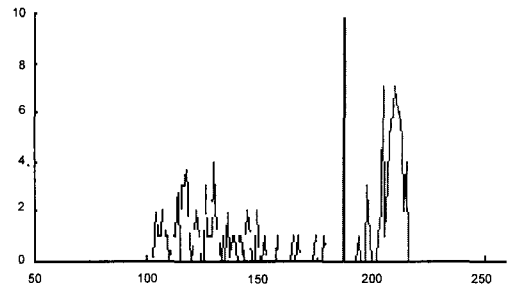
(그림 8) 슬라이스별 치아별 영역분할 방안

연속된 슬라이스들 중에서 기준 슬라이스가 선택되어 초기화되는데 초기화 과정에서 각 치아별로 추출된 경계정보를 바탕으로 다음 슬라이스의 임계화 과정에 사용될 임계치를 결정하여 전달한다. 새로운 슬라이스가 입력되면 전달된 임계치를 바탕으로 치아별로 임시 경계가 추출된다. 이 임시경계는 현 슬라이스에서 최적임계치(optimal threshold value)를 계산하기 위한 히스토그램 생성에 활용된다. 현 슬라이스에서 최적임계치가 결정되면 이것을 바탕으로 최종 치아경계를 결정하고 이전 슬라이스에서 전달된 임계치들과 결합하여 다음 슬라이스에서 사용될 임계치를 예측한다.

전 슬라이스에서 전달된 임계치는 전 슬라이스의 치아정보를 바탕으로 예측된 것이기 때문에 현 슬라이스에서 최적의 임계치가 아니다. 따라서 전달된 임계치는 현 슬라이스에서 치아의 외부와 내부 히스토그램을 생성하는데 필요한 치아의 임시경계를 결정하는 역할만을 담당한다.

정확한 임계치 결정을 위해서는 치아경계의 밖과 안의 분포가 bimodal 형태를 갖는 것이 바람직하다. 이를 위해서 임시경계를 따라 추적하면서 경계 양쪽 영역의 화소들을 취해서 치아와 비치아 영역의 히스토그램을 생성한다. 단 더욱 뚜렷한 bimodal 분포를 생성하기 위해서 경계에서 일정 거리에 있는 화소를 취함으로써 경계상의 화소가 히스

토그램에 들어가는 것을 제외시킨다.

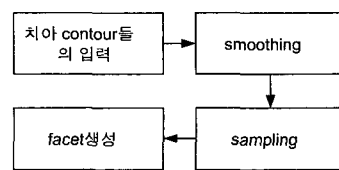


(그림 9) 치아 내부와 외부 히스토그램과 최적 임계치

(그림 9)는 이렇게 생성된 히스토그램의 예를 보여준다. 치아 내부와 외부영역의 bimodal 히스토그램이 얻어진 후 이 밝기 분포를 바탕으로 최적임계화(optimal thresholding) 방법[19, 21]을 적용하여 치아 영역을 정확히 분할하는 최적의 임계치를 구하였다. 그리고 치아가 인접한 이웃치아와 붙어 있는 경우 치아의 화소값을 이용하여 분리하기가 어려우므로 치아의 형태학적 정보를 이용하여 분리를 하였다. 즉, 두 치아가 만나는 치아의 연결부위의 계곡점(valley point) v_1, v_2 는 치아의 다른 경계의 점들에 비해 두 치아의 중점 c_1, c_2 를 이은 선분과 거리가 최소이므로 이 두 계곡점을 찾아 치아와 치아의 분리를 하였다

5. 개별 치아의 3차원 재구성

각 슬라이스에서 개별 치아의 윤곽선 데이터가 얻어진 후 (그림 10)과 같이 해당 치아의 3차원 재구성을 한다.



(그림 10) 3차원 치아 재구성 블록도

분할되어 입력된 치아 윤곽선 데이터는 다른 신체의 장기와는 달리 아주 적은 수의 화소들로 구성되어 윤곽선의 변화가 전체 치아 형태에 미치는 영향이 상대적으로 크다. 이러한 점을 극복하기 위해 전처리 과정에서 재구성된 모델의 품질을 높일 수 있는 방안이 요구된다. 본 연구에서는 이를 위해서 윤곽선 데이터를 스무딩(smoothing)하는 과정을 두었다. 스무딩과정은 기존의 연구[1]와 같이 평균 마스크를 사용하여 윤곽선 데이터를 스무딩하여 3차원 렌더링 시 많은 시간이 소요되지 않도록 하였다. 스무딩 과정을 거친 치아의 윤곽선 데이터는 등간격으로 샘플링되어 치아 표면을 이루는 facet의 꼭지점이 된다. 샘플링 후 윤곽선 기반 방법[5-7]을 사용하여 인접한 슬라이스간의 두 윤곽선

사이에서 facet을 생성한다.

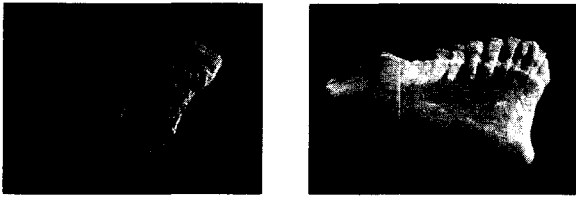
인접한 슬라이스의 두 윤곽선 C_k, C_{k+1} 에서 윤곽선 기반 방법으로 삼각형 패치를 생성하는 과정은 다음과 같다.

$$C_k = \{V_{k,0}, V_{k,1}, \dots, V_{k,n-1}, V_{k,n}, V_{k,n+1}, \dots, V_{k,m}\}$$

$$C_{k+1} = \{V_{k+1,0}, V_{k+1,1}, \dots, V_{k+1,i-1}, V_{k+1,i}, V_{k+1,i+1}, \dots, V_{k+1,j}\}$$

- ① C_k 의 모든 점에서 C_{k+1} 의 점의 최소 거리인 점을 찾는다.
- ② C_k 의 시작점 $V_{k,0}$ 부터 $V_{k,m}$ 까지 ③과정을 반복한다.
- ③ C_k 의 연속된 두 점 $V_{k,n}, V_{k,n+1}$ 과 두 점의 최소거리 점이 C_{k+1} 의 $V_{k+1,i}, V_{k+1,i+m}$ 일 때, $m=1$ 인 경우 네 점 사이에서 삼각형 facet 생성, $m>1$ 인 경우 $V_{k+1,i+m}$ 과 $V_{k,n}, V_{k,n+1}$ 의 거리를 비교하여 거리가 가까운 쪽으로 삼각형 facet 생성
- ④ $V_{k,m}, V_{k,0}$ 에 대해 과정 ③을 수행한다.

(그림 11)은 이러한 방법으로 생성한 개별치아와 턱뼈의 wireframe 모델이다.



(a) 3차원 재구성된 개별 치아 (b) 턱뼈와 함께 재구성된 개별 치아들

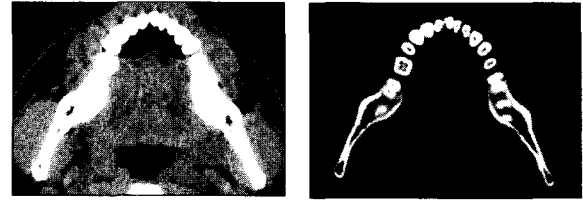
(그림 11) 생성된 보간 윤곽선과 어금니의 wireframe 모델

3차원 치아 모델의 재구성인된 다음 개별 치아의 조작을 통해 치과 진료의 시뮬레이션을 한다. 교정진료의 경우 의사는 환자의 부정교합 상태에 따라 치열의 변경, 치열궁의 확대, 축소, 적절한 치아의 발거를 하게 된다[12]. 이러한 진료행위는 개별적으로 3차원 재구성된 치아의 이동과 회전 기능으로써 시뮬레이션될 수 있다.

6. 실험 결과

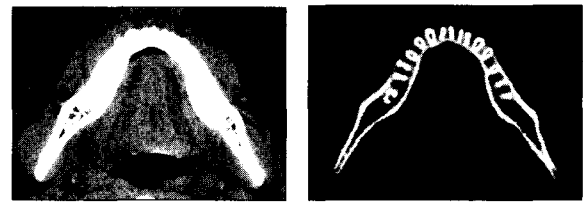
실험에 사용된 CT는 슬라이스 간격이 0.67mm이고 픽셀 간격이 0.4mm인 총 60여장으로 이루어진 하악골과 아랫이를 촬영한 영상이다. 시스템 개발 환경은 MS Visual C++ 6.0과 3차원 그래픽 라이브러리인 OpenGL을 사용하였다. (그림 12)와 (그림 13)은 16비트 치아 CT 영상을 균일하게 8비트로 재양자화하는 DICOM 라이브러리 함수를 이용하여 얻은 결과와 제안된 방법으로 정규화한 결과이다. (그림 12)(a)의 경우 양자화 오류가 크기 때문에 유사한 밝기를 갖는 치아와 치조골의 구분이 어렵게 된다. 반면 제안된 방

법의 결과에선 골조직내 치아와 치조골의 상대적인 밝기정도가 최대한 유지됨을 볼 수 있다.



(a) 균등하게 재양자화된 8비트 테스트 영상 (b) 제안된 방법으로 정규화된 테스트 영상

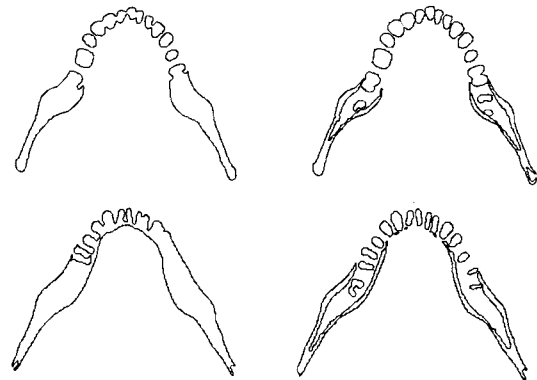
(그림 12) 치관 부근의 슬라이스



(a) 균등하게 재양자화된 8비트 테스트 영상 (b) 제안된 방법으로 정규화된 테스트 영상

(그림 13) 치근부근의 슬라이스

정규화된 영상슬라이스들에서 나타나듯이 치아 상단부에서는 치조골이 적은 반면에 앞 치아들이 붙어있고 하단부에서는 치조골이 많이 포함된다. 또한 치조골과 치아가 유사한 밝기를 가짐으로 기존의 3차원 재구성에서 주로 사용되는 전역임계화로는 치아와 치조골 그리고 치아와 치아의 구분이 어렵다.

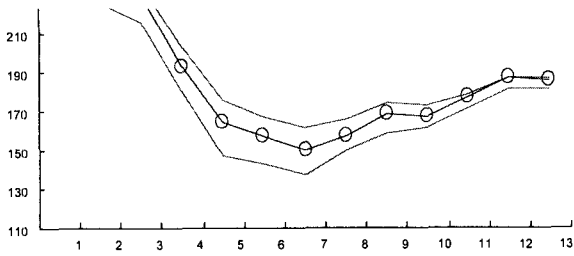


(a) 전역임계화 방법의 결과 (b) 제안된 방법의 결과

(그림 14) 치아분할 결과의 비교

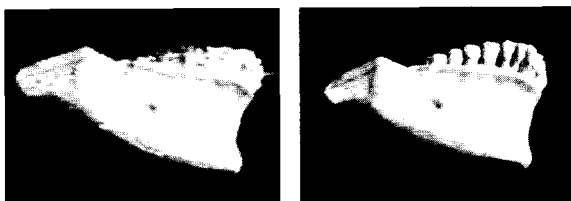
(그림 14)는 정규화된 8비트 영상에 전역임계화 방법을 적용하여 얻은 결과(그림 14)(a)와 본 연구에서 제안한 적응 최적임계치 결정방법을 적용하여 얻은 결과(그림 14)(b)이다. 제안된 방법이 턱뼈의 부분인 치조골과 치아를 정확하게 분리할 수 있고 인접한 치아들도 개별적으로 분리할 수 있음을 보여준다. 특히 치아와 유사한 밝기를 갖는 치조

골속에 둘러싸인 어금니도 정확하게 추출되었다.



(그림 15) 한 치아에 대한 슬라이스별 임계치 변화

(그림 15)는 제안된 임계치 계산 방법의 특징을 보여주기 위한 그래프인데 하나의 치아에 대해 치관에서 치근까지 슬라이스별로 계산된 임계치의 변화를 보여주고 있다. 그래프에서 x축은 슬라이스 번호를 나타내고 아래와 위의 실선 그래프는 해당 치아를 분리시키는 최소 임계값과 최대 임계값의 그래프이다. 이 상한과 하한은 사용자가 인터랙티브하게 결정한 이상적인 치아 영역과 비교하여 Zijdenbos의 유사도(similarity index)[16, 22] 0.95 이상을 유지하는 최대와 최소 값으로 결정되었다. 따라서 최적의 임계치는 이 두 값의 중간값이라 할 수 있다. 그런데 그래프의 x축에서 왼쪽의 작은 슬라이스번호는 치관에 해당하고 오른쪽으로 갈수록 치근에 접근한다. 그림에서 단단한 범랑질과 상아질에 둘러싸인 치관보다 상대적으로 경도가 낮은 백악질에[23] 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.



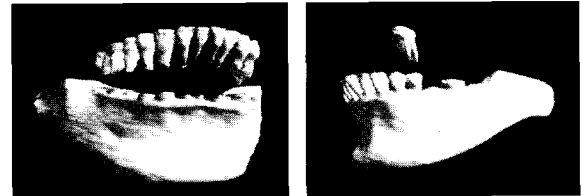
(a) 전역 임계화 방법으로 재구성된 치아와 턱뼈 모델 (b) 제안된 방법으로 재구성된 치아와 턱뼈 모델

(그림 16) 3차원 재구성된 치아와 턱뼈 모델

(그림 16)은 전역 임계화 방법과 제안된 방법의 3차원 재구성된 치아와 턱뼈의 모델이다. 전역 임계화로써 재구성된 모델은 치아에 치조골과 잠음이 섞여 하나로 나타났다. 반면 제안된 방법은 개별 치아별로 결정된 최적 임계치로 잠음을 배제하며 치아와 치조골이 비교적 정확히 구분되어 개별 치아별로 모델링된 것을 볼 수 있다.

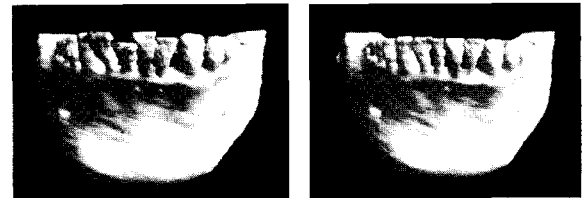
(그림 17)은 3차원 재구성된 모델에서 치아들을 조작하는 모습이다. 각 치아는 턱뼈와 이웃치아로부터 독립적으로 분

할된 데이터를 바탕으로 3차원 재구성이 되어 그림과 같이 턱뼈에서 치아들을 분리하고 조작하는 것이 가능하다. (그림 18)는 교정 시뮬레이션의 예를 보여준다.



(a) 턱뼈 모델로부터 치아들을 분리한 모습 (b) 턱뼈 모델에서 치아를 받쳐 분리한 모습

(그림 17) 치아와 턱뼈 모델에서 치아들의 조작



(a) 교정 시뮬레이션 전의 치아들 (b) 교정 시뮬레이션 후의 치아들

(그림 18) 치아와 턱뼈 모델에서 치열의 교정 시뮬레이션

7. 결 론

본 연구에서는 치과 진료 시뮬레이션을 위하여 치아와 치조골이 독립적으로 표현되는 3차원 치아의 재구성 시스템을 제안하였다. 이를 위해서 치아와 치조골의 밝기차를 최대한 유지할 수 있는 8비트 정규화방안과 치아와 치조골을 효과적으로 분리할 수 있는 분할방안 그리고 3차원 재구성 방안을 제안하였다. 실험결과 제안된 방법이 슬라이스가 변하는 상황에서 치아와 치조골 그리고 치아와 치아를 비교적 정확하게 분할할 수 있음을 입증하였으며, 그 결과 각 치아를 개별적으로 표현한 3차원 치아모델을 재구성할 수 있음을 보여주었다. 또한 재구성된 모델을 이용하여 개별치아를 사용자의 입력에 따라 조작할 수 있게 함으로서 치아교정을 위한 계획수립 및 시뮬레이션과 임플란트 시뮬레이션 등과 같은 치과분야에 효과적으로 사용될 수 있음을 보였다.

참 고 문 헌

[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, 2001.
 [2] S. Liu, W. Ma, "Seed-growing segmentation of 3-D surfaces from CT-contour data," Computer Aided Design 31, pp.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, pp.277-286, California, 1999.

[4] S. Beucher, S. Lantuejoul "Use of watersheds in contour detection," International Workshop on image processing : Real-time Edge and Motion detection/estimation, France, 1979.

[5] H. N. Christiansen, T. W. Sederberg "Conversion of complex contour line definition into polygonal element mosaics," Computer Graphics, Vol.20, pp.693-702, 1978.

[6] A. B. Ekoule, F. Peyrin, C. L. Odet "A triangulation algorithm from arbitrary shaped multiple planar contour," ACM Trans. of Graphics, Vol.10, No.2, pp. 182-199, 1991.

[7] D. Meyers, S. Skinner, K.Sloan, "Surfaces from contours", ACM Trans. of Graphics, Vol.11, No.3, pp. 228-258, 1992.

[8] M. H. Shimabukuro, R. Minghim, "Visualisation and Reconstruction In Dentistry," Information Visualization, Proc. of IEEE Conf., pp.25-31, 1998

[9] A. G. Bors, L. Kechagias, I. Pitas, "Binary Morphological Shape-Based Interpolation Applied to 3-D Tooth Reconstruction," IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol.21, No.2, pp.100-108, 2002

[10] G. T. Herman, J. K. Udupa, "Display of 3D Digital Images : Computational Foundations and Medical Applications," IEEE Computer Graphics and Applications 3, pp.39-46, 1983.

[11] W.E. Lorensen and H.E. Cline, "Marching Cubes : A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm," Computer Graphics(Proc.SIGGRAPH), Vol.21, No.3, pp.163-169, 1987.

[12] 이동주, "부정교합치료의 이론과 실제", 대림출판사, pp.123-146.

[13] K. Bilger, J. Kupferschlager, W. Muller-Schauenburg, F. Nusslin, R. Bares, "Threshold Calculation for Segmented Attenuation Correction in PET with Histogram Fitting," IEEE Trans. on nuclear science, Vol.48, No.1, pp.43-50, 2001.

[14] M. Xu, P. D. Cutler, W. K. Luk, "Adaptive, Segmented Attenuation Correction for Whole-Body PET Imaging," IEEE Trans. on Nuclear Science, Vol.43, No.1, 1996.

[15] M. Piotrowski, P. S. Szczepaniak, "Active contour based segmentation of low-contrast medical images," Advances in Medical Signal and Information Processing IEEE Conf., pp.104-109, 2000.

[16] 김태우, "MR영상의 3차원 가시화 및 분석을 위한 뇌영

역의 자동 분할", 한국정보처리학회 논문지, 제7권 제2호, pp.542-551, 2002.

[17] <http://dicom.offis.de>.

[18] N. Otsu, "A threshold selection method from grey-level histograms," IEEE Trans. Syst. Man. Cybern.,9, No.1, pp.62-66, 1979.

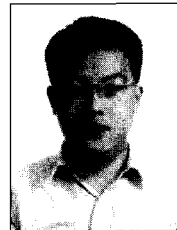
[19] L. Wang, W. Wang, "A comparative performance study of thresholding algorithms for particle images," Proceedings of ICSP, pp.2097-2102, 2000.

[20] C. A. Glasbey, "An analysis of histogram-based thresholding algorithms," Graphical Models and Image Processing, Vol.55, pp.532-537.

[21] Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods, "Digital Image Processing," Addison Wesley, pp.447-455.

[22] 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, pp.716-724, 1994.

[23] 이덕혜, 이탁경, "치아형태학", 고문사, pp.15-22.



허 훈

e-mail : hhoon@naver.com

1994년 숭실대학교 전자공학과(학사)

1999년 성균관대학교 대학원 컴퓨터공학과 (공학석사)

1999년~현재 경희대학교 대학원 컴퓨터 공학과 박사과정

관심분야 : 컴퓨터 비전, 영상처리



최 원 준

e-mail : jella@nate.com

2002년 경희대학교 컴퓨터공학과(학사)

2004년 경희대학교 대학원 컴퓨터공학과 (공학석사)

관심분야 : 컴퓨터 그래픽스



채 옥 삼

e-mail : oschae@khu.ac.kr

1977년 인하대학교 전자공학과(학사)

1982년 오클라호마 주립대학 전기 및 컴퓨터 공학과(공학석사)

1986년 오클라호마 주립대학 전기 및 컴퓨터 공학과(공학박사)

1986년~1988년 Texas Instrument Image Processing Lab. 선임 연구원

1988년~현재 경희대학교 전자계산공학과 교수

관심분야 : 컴퓨터비전, 컴퓨터 그래픽스