

# 계곡 추적 Deformable Model을 이용한 반자동 척추뼈 분할 도구의 개발

김예빈, 김동성

숭실대학교 IT대학 정보통신전자공학부

## Developments of Semi-Automatic Vertebra Bone Segmentation Tool using Valley Tracking Deformable Model

Yiebin Kim, Dongsung Kim

School of Electronic Engineering, college of IT, Soongsil University

(Received May 9, 2007. Accepted October 19, 2007)

### Abstract

This paper proposes a semiautomatic vertebra segmentation method that overcomes limitations of both manual segmentation requiring tedious user interactions and fully automatic segmentation that is sensitive to initial conditions. The proposed method extracts fence surfaces between vertebrae, and segments a vertebra using fence-limited region growing. A fence surface is generated by a deformable model utilizing valley information in a valley emphasized Gaussian image. Fence-limited region growing segments a vertebra using gray value homogeneity and fence surfaces acting as barriers. The proposed method has been applied to ten patient data sets, and produced promising results accurately and efficiently with minimal user interaction.

**Key words :** vertebra segmentation, deformable model, valley emphasized image, fence-limited SRG

### 1. 서론

**척**추질환이나 사고에 의한 척추손상 등을 치료하기 위해 시행되는 척추 수술은 고도의 정밀도를 얻기 위해 computer aided surgery(CAS)나 컴퓨터를 이용한 수술 시뮬레이션등이 많이 이용된다. 또한 척추 임플란트의 제작이나 시술 과정에도 컴퓨터의 도움을 많이 받고 있으며 이를 위해서는 개별 척추뼈들의 분할이 매우 필요하여 이에 대한 연구가 진행되어 왔다. 그러나 척추뼈는 인접한 뼈가 달라 붙어 있고 뼈의 형태가 매우 복잡하여 하나의 척추뼈만을 분할해 내기가 대단히 어렵다. 수작업을 통한 분할에는 많은 시간과 사용자의 노력을 필요로 한다. 이를 극복하기 위한 방법으로 제안된 자동화 분할은 위에서 언급했던 어려움들을 극복하기 위해서 형태학적 모델기반의 방법들이 연구되어 왔다. 기존의 연구는 statistical shape model(SSM)과 deformable model등을 적용하여 척추뼈를 모델링하는 방법으로 수행되어왔다.

SSM[1,2]은 비교적 강인하고 빠른 분할 결과를 제공하나 비정상적인 변형이나 세부적인 변형에는 모델이 수렴하기 어려운 문제점을 지니고 있다. SSM은 2D 뿐만 아니라 3D로도 확장되어 척추뼈 분할에 적용[4] 되었으나 역시 세부적인 변형과 비정상적인 모든 변형을 몇 개의 파라미터로 표현하는 데에는 한계점을 지녔다. SSM의 발전된 형태인 active shape model(ASM)[3,4]과 active appearance model(AAM)[5]을 이용한 연구도 진행되었으나 ASM은 SSM과 같이 비정상적인 변형에 수렴하지 못하는 한계점을 지녔으며 AAM은 texture 상관관계가 최대가 되도록 정합하기 때문에 일반적인 경우 ASM에 비해 더욱 강인한 결과를 유도하나 texture 패턴이 유사한 경우에만 사용가능하기 때문에 척추와 같이 내부의 패턴이 환자에 따라 크게 상이한 경우에는 사용이 어려운 문제점을 지니고 있다. Shape constrained deformable model[6]은 비정상적인 변형에는 비교적 잘 수렴되어 정확한 결과를 낼 수 있는 것으로 알려져 있으나 초기 모델의 위치나 형태등에 민감하게 영향을 받아 잘못된 분할 결과를 나타낼 수 있다. 통합 landmark에 기반 한 정합을 통한 분할 방법[7]은 개별 척추뼈와의 연결관계를 나타내는 모델을 이용하여 정합을 수행하였다.

본 연구는 숭실대학교 교내 연구비의 지원으로 이루어졌음.

Corresponding Author : 김동성

서울시 중작구 상도동 숭실대학교 정보통신공학부

Tel : +82-2-820-0713 / Fax : +82-2-822-8441

E-mail : dongsung@ssu.ac.kr

이 방법은 모델의 초기 위치에 민감한 편이고 결과의 정확도와 강인성이 보장되지 못하는 문제점을 지녔다.

이외에 통합 수동 분할도구[8]를 이용한 분할 방법에 대한 연구도 이루어졌다. 이 도구는 기본적인 영상처리 도구들과 척추뼈의 수작업 분할에 특화된 분할 도구들을 지녔으며 탑재된 분할도구들을 이용하여 척추를 분할 할 수 있도록 작업단계의 프로토콜을 제시하여 자동분할에 의한 오류를 최소화 한다. 이는 자동분할에 비해 보다 정확한 분할을 가능케 하나 여전히 수작업의 번거로움이 남아있는 문제점을 가지고 있다.

이와 같은 단점들을 해결하기 위해 본 논문에서는 계곡 추적 deformable model을 이용한 척추뼈 반자동 분할 방법에 대하여 제안한다. 제안하는 방법은 척추와 척추를 가르는 분할 경계면을 추출하고 경계면에 제한되는 영역 성장법을 이용하여 원하는 척추를 빠르고 편리하게 분할 할 수 있다. 기존의 모델 기반 분할 방법들은 모델을 척추뼈에 인접하게 위치시키고 자세를 결정하기 위해 보다 많은 초기화 과정을 필요로 하였으나 제안하는 방법은 하나의 경계면을 생성하기 위하여 단 한번만의 클릭을 필요로 하므로 훨씬 편리하게 원하는 척추뼈의 분할 작업을 수행 할 수 있다. 또한 초기 모델을 사용하지 않으므로 척추뼈의 비정상적인 형태에도 영향 받지 않아 강인한 분할이 가능하며 모델이 수렴되기 어려운 미세한 굴곡들까지도 놓치지 않고 분할 할 수 있는 장점을 가진다. 본 논문에서는 분할 경계면의 추출 과정과 개별 척추 분할 과정에 대하여 서술하며 10명의 환자 데이터에 실험한 결과를 제시한다.

## II. 실험방법

### A. 시스템 구성

제안하는 척추뼈 반자동 분할도구의 시스템 구성은 그림 1과 같다. 시스템에 입력된 환자의 CT영상은 전처리 과정을 거친 후 사용자로부터 씨앗점을 입력받아 이 씨앗점으로부터 척추뼈들을 나누는 경계면을 추출한다. 분할하고자 하는 척추뼈가 위 아래로 다

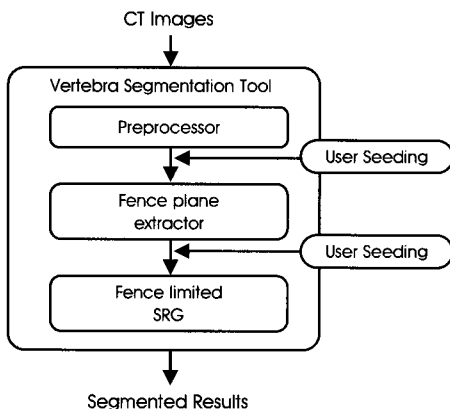


그림 1. 시스템의 구성  
Fig. 1. System architecture

른 척추뼈와 인접해 있는 경우 척추뼈 하나를 분할 하기 위해 위 아래로 두 개의 분할 경계면을 설정한 후 분할을 원하는 척추뼈에 씨앗점을 주어 경계 제한 영역 성장법을 수행한다.

### B. 전처리 과정

전처리 과정은 사용자의 입력을 통해 생성되는 분할 경계면이 보다 강인하고 정확하게 생성되도록 하는 역할을 담당하며 이는 계곡 영상 추출과 이를 이용한 계곡 강조 가우시안 영상 추출로 구성된다.

#### 계곡 영상 추출

영상의 계곡값은 자신의 밝기값에 비해 상대적으로 높은 밝기값의 픽셀들이 주위에 분포한 경우 발생하며 밝기값의 차이가 계곡값이 된다. 이러한 계곡은 인접한 두개의 척추뼈 사이에서 발생하여 분할에 중요한 정보로 사용된다. Gradient 영상 연산자를 이용한 경우에도 뼈와 뼈 사이의 픽셀을 강조하는 것이 가능하나 뼈와 연조직의 경계도 강조시키게 되므로 분할 경계면이 뼈와 뼈의 중앙에 위치하지 못하고 한쪽에 달라 붙게 되어 경계면의 생성과정에 방해가 되기 때문에 계곡만을 강조시키는 연산자를 사용하여야 한다. 본 실험에서는 계곡값을 구하기 위하여 morphology valley detector[9]를 3차원으로 확장하여 이용하였다. 척추뼈를 분할하기 위한 분할 경계면의 법선은 X,Y방향 뿐만 아니라 Z축 방향으로도 많이 분포하기 때문에 3차원 계곡 검출자를 사용해야 한다. Equation[1]은 3D gray-scale closing 연산( $\bullet$ )으로 원영상 I를 마스크 B를 통해 dilation 연산( $\oplus$ )후 erosion( $\ominus$ ) 하여 구할 수 있다.

$$(I \bullet B)(X) = (I \oplus B) \ominus B \quad (1)$$

$$V(X) = (I \bullet B) - I \quad (2)$$

Equation[2]의  $V(X)$ 는 3차원 계곡 영상으로 원영상의 closing 영상에서 원영상을 빼서 구할 수 있으며 이를 이용하여 그림 2의

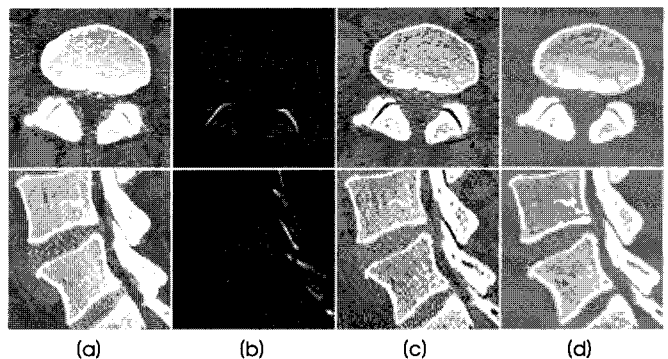


그림 2. 전처리 과정  
Fig. 2. Preprocessing steps.

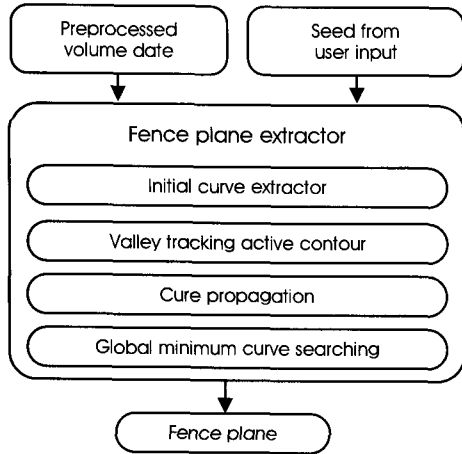


그림 3. 분할 경계면 추출기  
Fig. 3. Fence plane extractor

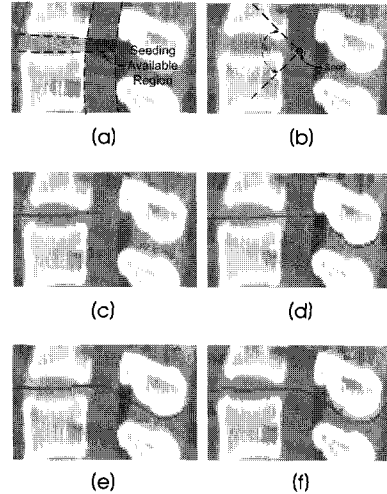


그림 4. 초기 분할 곡선 추출 과정  
Fig. 4. Initial line extraction steps

(a)와 같은 원본 영상으로부터 (b) 영상과 같은 계곡 영상을 구할 수 있다. 3차원 계곡 영상  $V(X)$ 는 후에 분할 경계면이 지역 국소 점에 빠져 잘못된 분할결과를 제공한 경우 이를 보정하기 위해 사용된다.

계곡 강조 가우시안 영상

계곡 추적 deformable model이 계곡이 있는 영역으로 보다 잘 수렴되도록 하기 위해 계곡을 강조시킨다. 이 계곡 강조된 영상  $I_V(X)$ 는 Eq. [3] 으로 표현된다. 계곡 강조영상이 그림 2의 (c)에 나타나 있다.

$$I_V(X) = (I - V)(X) \tag{3}$$

Equation[4] 는 뼈의 최저 밝기값  $Th_{bone}$  보다 낮은 영역을  $Th_{bone} - C$ 값으로 균등화 하기 위한 문턱치화 과정으로 분할 경계면의 변형 과정이 뼈 이외의 영역 밝기값에 의해 영향받는 것을 막기 위한 처리 과정이다.

문턱치화는 뼈보다 높은 밝기값을 가지는 계곡부위의 픽셀 정보를 손상시키지 않아야 하므로 뼈가 아닌 영역에 대해서만 적용한다. 이때  $Th_{bone}$ 의 값은 Housefield unit(HU) 1200으로 설정하였으며 C의 값은 뼈의 밝기 값과 차이를 두기 위한 상수값으로 HU 100으로 설정하였다.

$$T(X) = \begin{cases} I_V(X) & , I_V(X) \geq Th_{bone} \\ Th_{bone} - C & , else \end{cases} \tag{4}$$

최종적으로 Eq.[5]와 같이 3D 가우시안 컨벌루션 연산 (\*)을 수행하게 되면 그림2의 (d)와 같이  $G(X)$ 영상을 구할 수 있다.

$$G(X) = T(X) * Kernel_{Gauss3D}(\sigma) \tag{5}$$

가우시안 블러는 간헐적으로 발생하는 작은 크기의 노이즈를 제거하여 강인한 결과를 유도할 수 있으며 뼈와 뼈의 간격이 넓은 영역에서도 deformable model이 뼈 사이의 중앙으로 위치 하게 하는 힘을 제공하여 분할 경계면이 원활히 수렴하도록 하는 기능도 동시에 가진다.  $\sigma$ 의 값은 뼈 사이의 넓은 틈에서도 분할 경계면이 뼈의 영향을 받을 수 있도록 물리적인 voxel의 크기를 고려하여 5mm정도로 설정하였다.

C. 분할 경계면 추출

분할 경계면 추출기는 전처리 CT 영상과 사용자가 입력한 씨앗 점으로부터 두 뼈를 나누는 분할 경계면을 추출해 내는 과정으로 그림 3과 같이 구성된다.

초기 곡선 추출

사용자의 입력으로부터 분할 경계면을 생성하기 위해 초기 분할 곡선이 필요하며 초기 분할 곡선은 그림4의 f)와 같이 떨어진 두 척추뼈 사이를 지난다. 씨앗점은 그림 4의 (a)와 같이 뼈가 척추 영역과 연골영역의 연장선이 겹치는 영역내에 입력한다. 씨앗점은 Y-Z 축으로 이루어진 sagital plane에 입력하는 것이 보다 편리하며 sagital plane에서 척추뼈가 붙어있지 않은 단면을 선택하여 척추의 중심과 연골 영역을 지나는 선이 만나는 지점 근처에 씨앗점을 입력한다. 사용자로부터 씨앗점이 입력되면 Eq.[6]의  $R(\theta)$  값이 최소가 되는  $\theta$  값을 구한다.  $R(\theta)$ 는 씨앗점으로부터  $\theta$  방향으로 진행되는 선분  $X(\theta)$  위에 존재하는 Eq.[5]의  $G(X)$  값들의 합으로 이 값이 최소가 될 때 선분  $X(\theta)$ 는 연골 영역을 지나게 된다. 이때  $\theta$ 의 범위는 그림 4의 (b)와 같이 척추의 전방에서 -45도에서 45도 범위로 탐색한다.

$$R(\theta) = \int_0^1 G(X(\theta))dt \tag{6}$$

그림 4의 (c)는 위의 식을 이용하여  $R(\theta)$ 의 값이 최소가 되는 선분으로 연골영역을 지나고 있음을 알 수 있다. 이 연골영역을 지나는 선분을 연장하여 용추(spinous process)를 관통하는 선분을 구한후 뼈를 지나는 부분을 제거하고 뼈의 아래쪽을 따라가도록 외곽 경계를 추적하여 연결하면 그림4의 (d)와 같이 용추 영역을 지나는 선을 구할 수 있다. (d)와 같은 곡선을 deformable model의 초기화 선으로 사용할 경우 외곽 경계가 오목한 영역에서 빠져나오지 못할 가능성이 있기 때문에 그림 4의 (e)와 같이 씨앗점 뒤쪽의 영역의 라인을 convex화 해주는 과정을 거친다. 최종적으로 다음절에서 설명할 deformable curve fitting 과정을 거치게 되면 그림 4의 (f)와 같이 부드러운 초기 분할 곡선을 만들 수 있다.

*Deformable curve fitting*

Deformable model은 energy minimizing curve로 Eq.[7]과 같이 정의된다. E(X)는 곡선이 가지는 에너지의 총 합이며 에너지의 총합E(X)이 가장 작아지도록 곡선을 최적화 하는 과정을 거친다.

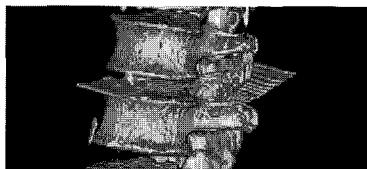
$$E(X) = S(X) + P(X) \tag{7}$$

$$X(s) = \{x(s), y(x), z(x), s \in [0, 1]\}$$

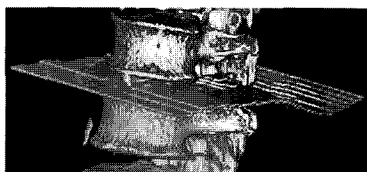
$$S(X) = \frac{1}{2} \int_0^1 \alpha \left| \frac{\partial X}{\partial s} \right|^2 + \beta \left| \frac{\partial^2 X}{\partial s^2} \right|^2 ds \tag{8}$$

$$P(X) = \int_0^1 G(X)ds \tag{9}$$

Equation[8]의S(X)는 곡선 자체가 가지는 내부에너지로 1차 미분항은 곡선이 고무줄과 같이 당겨지는 효과를 내는 elastic force이며  $\alpha$  값을 이용해 그 강도를 조정할 수 있다. 2차 미분항은 곡선이 펴지도록 하는 힘인 bending force로  $\beta$  값을 이용해 곡선



(a)



(b)

그림5. 분할 경계면의 전달  
Fig. 5. Propagation of a fence plane

의 평활도를 조정하는 것이 가능하다. 본 실험에서는  $\alpha$  값을 0.05,  $\beta$  값을 0.01 로 설정하였다. 내부 에너지에 의해 각 점들이 서로 당기게 되어 곡선이 수축되는 성질을 가지므로 곡선의 양 끝점을 고정시켜 곡선이 수축하지 못하도록 한다. Equation[9]의 P(x)는 곡선이 지나는 영상에서 생기는 외부 에너지로, 본 실험에서는 Eq.[5]에서 정의된 계곡 강조 가우시안 영상G(x)를 사용하였다. 따라서 전체 곡선 에너지 E(x)는 영상의 어두운 영역을 지나는 경우 최소값을 가지기 때문에 최적화를 통하여 변형된 초기 분할 경계선은 그림 4의 (f)와 같이 변형된다.

*분할 곡선 전달*

초기 분할 경계선으로부터 척추뼈를 나누는 분할 경계면을 추출하기 위해 deformable curve fitting을 이용하여 구한 초기 분할 곡선을 이웃한 양쪽slice로 전달하는 과정을 거친다. 전달 받은 곡선은 다시 deformable curve fitting과정을 통해 변화된 뼈의 형태에 적합하도록 변형되며 아직 분할되지 않은 이웃한 장으로 전달되는 과정이 반복된다. 그림 5는 이웃한 장으로의 전달하여 fitting하는 과정을 단계별로 나타낸 그림으로 (a)는 50단계 (b)는 200단계의 전달 과정을 수행하여 만들어진 분할 경계면을 나타낸다.

*최적 분할 경계 탐색*

Deformable model은 수렴과정에서 local minima에 빠질 가능성을 내포하고 있어 이를 이용하여 생성한 경계면은 fitting 과정에서 그림 6의 (a)와 같이 잘못된 결과를 나타내는 경우가 발생한다. 이와 같은 경우 한번의 잘못된 분할 결과가 발생하게 되면 이웃된 장으로 오류가 계속적으로 전달되기 때문에 최종적으로 완전히 잘못된 분할 결과를 도출 할 수 있으므로 이를 그림 6의 (b)와 같이 반드시 수정해야만 한다.

1) 분할오류검출

Local minima에 의한 분할오류를 수정하기 위해 분할오류를 검출 하는 과정이 선행되어야 한다. 올바른 분할은 뼈 내부를 지나



(a)



(b)

그림 6. 오류 경계선과 수정 경계선  
Fig. 6. Erroneous and corrected curves

는 분할 경계선이 계곡들이 밀집한 영역을 지나는 경우이기 때문에 분할 오류는 분할 경계선의 뼈를 관통하는 영역에 대한 계곡값의 평균과 계곡이 존재하는 영역의 비율을 통하여 알 수 있다.

계곡값의 평균은 Eq. [10]의  $V_{mean}$ 으로 표현된다.

$$V_{mean} = \int_a^b V(X)ds \quad (10)$$

$$0 < a < b < 1$$

여기서 a와 b는 분할 경계선상에서 뼈가 시작되는 위치와 끝나는 위치이다.

계곡이 존재하는 영역의 비율은 Eq. [11]의  $V_{portion}$ 으로 표현된다.

$$V_{portion} = \frac{\int_a^b B_{valley}(X)ds}{b-a} \quad (11)$$

여기서  $B_{Valley}$ 는 Eq.[12]와 같이 정의된다.

$$B_{valley}(X) = \begin{cases} 1, & V(X) \geq Th_{valley} \\ 0, & otherwise \end{cases} \quad (12)$$

따라서  $V_{portion}$ 은 분할 경계 곡선의 뼈 영역에 존재하는 계곡 값중  $Th_{valley}$ 값 이상인 영역의 비율이다.  $Th_{valley}$ 는 50으로 설정하였으며,  $V_{mean}$  값이 50 이상이고  $V_{portion}$ 의 값은 0.9 이상인 경우 올바른 분할 경계선으로 판단한다.

### 2) 분할 오류 수정

분할 오류의 수정을 위해 탐색 영역을 넓혀 최적의 분할 경계를 찾아야 한다. 그러나 분할 경계가 움직일 수 있는 영역의 범위는 넓기 때문에 모든 가능한 분할을 시도할 경우 많은 시간이 걸린다. 이를 해결하기 위해 탐색 영역내에서 분할 경계선이 지날 수 있는 특징을 만족하는 후보들을 추출하여 빠르게 최적의 분할 결과를 찾아낸다. 후보군의 추출은 뼈를 관통하는 초기 오류 경계선의 주변에서 탐색하며 뼈의 오목한 영역에서 시작되거나 뼈의 외곽 경계면에서의 밝기값이 local minima가 되는 경우로 한다. 위의 2가지 특징 중 하나를 만족하는 지점들을 찾기 위해 탐색 영역을 다음 그림7의 (a)와 같이 설정한다. 뼈를 관통하는 곡선의 시작점과 끝점에서 시작하여 양방향으로 20 mm의 길이로 뼈의 외곽 경계를 추적한다. 이렇게 생성된 두 탐색 영역 각각에서 위의 특징을 만족하는 지점을 찾는다.

위 과정을 거친 뼈 양쪽의 후보점들을 서로 연결하는 최적 경계의 후보선들을 찾기 위하여 동적 계획법을 사용하여 최소 비용 경로를 찾는다. 뼈의 양쪽에서 구한 후보점들의 개수가 각각 N개, M개 라고 가정했을 때 찾아야 할 최소 비용경로의 개수는  $N \times M$ 개가

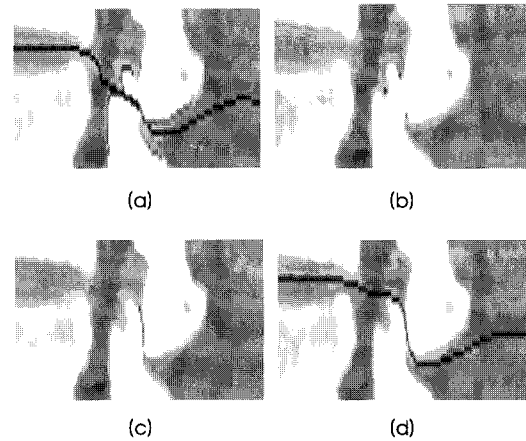


그림 7. 분할 오류 수정  
Fig. 7. Correction of erroneous curve

된다. N과 M의 값은 최대 10을 넘지 않으므로 빠른 시간 안에 후보 경로들을 구해 낼 수 있다. 찾아낸 후보 경로들 중 최적의 경로를 찾기 위해 Eq. [11]의  $V_{portion}$  값이 가장 높은 경로를 선택하고  $V_{portion}$ 의 값이 같은 경우 Eq. [10]의  $V_{mean}$  값이 보다 높은 경로를 선택한다. 선택된 새로운 경로는 원래의 곡선에서 벗어나 있으므로 곡선의 연속성이 끊어지게 되므로 이를 다시 연결 하여야 한다. 이를 위해 선택된 새로운 경로를 고정하고 끊어진 뼈 외부 영역의 선을 deformable curve fitting 과정을 다시 수행해 연결시켜 준다.

### D. 경계 제한 영역 성장방법

앞의 과정들을 거쳐 추출된 분할 경계면을 이용하여 원하는 척추뼈를 분할 하기 위하여 분할 경계면에서 성장이 멈추는 경계 제한 영역 성장방법을 사용한다. 그러나 추출된 분할 경계면이 선들의 집합으로 이루어져 있으므로 이 선들의 간격이 벌어지게 되는 경우 SRG가 새나갈 틈이 발생할 가능성이 존재하게 되므로 인접한 슬라이스에 존재하는 경계선을 보간하여 틈이 없는 경계면을 생성한다.

## III. 실험 결과

실험을 위하여 환자 10명의 데이터셋을 이용하였으며, Pentium IV 3GHz, 2GByte RAM, Windows XP professional 환경에서 Visual Sudio .Net 2005를 사용하여 구현한 프로그램을 사용하였다. 실험에 사용된 데이터는 표1과 같다. 표에서 알 수 있듯이 생성을 시도한 57개의 경계면 가운데 50개의 면을 성공적으로 생성하여 87%의 분할 성공률을 나타내었다. 분할의 성공여부는 임상 전문가의 의견을 통하여 판단하였으며 분할 결과가 척추뼈의 해부학적인 구조를 손상시키지 않은 경우 성공한 것으로 간주 하였다. 하나의 경계면을 생성하기 위해 평균 2.5초 정도의 시간이 소요되

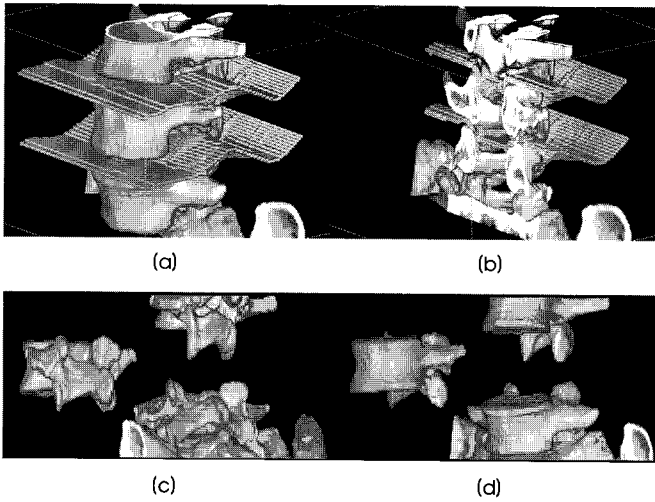


그림 8. 분할경계면, 최종 분할 결과  
Fig. 8. Fence Plane, segmented results

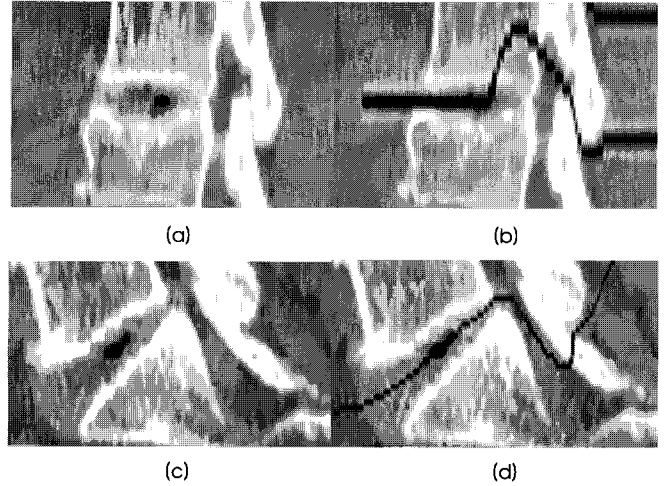


그림 9. 분할 오류  
Fig. 9. Segmentation errors

어 최대 10초 안에 하나의 척추뼈를 분할 하는 것이 가능하였다.

그림 8의 (a)와 (b)에는 1번 환자의 척추 뼈를 분할하기 위해 설정한 경계면과 그의 단면을 보이고 있으며 (c)와 (d)에 경계면을 사용하여 경계 제한 영역 성장법을 적용하여 정확하게 분할된 결과를 나타내었다. 그러나 그림 9의 (a)는 질환으로 인하여 척추뼈가 달라 붙어 있는 환자의 경우로 척추뼈 사이에서 계곡이 검출되지 않아 (b)와 같이 잘못된 분할 경계가 생성되는 문제점이 나타났으며 (c)의 경우 골반과 이에 인접한 척추뼈로 뼈의 틈이 매우 좁아 계곡의 검출이 되지 않아 그림 (d)와 같이 잘못된 분할 경계를 생성하는 경우가 발생하였다. 이와 같은 분할 오류는 나이가 매우 많거나 척추에 질환이 있는 환자의 경우 뼈의 틈이 보이지 않아 발생하는 경향이 있으며 이와 같은 경우 다소의 수작업을 통해 경계면을 수정하여 분할해야 한다.

#### IV. 결론

본 논문에서는 개별 척추뼈를 분할하기 위한 반자동 분할방법에 대하여 서술 하였다. 제안한 방법은 척추뼈들을 나누는 경계면을 설정하고 경계면에서 성장이 제한되는 경계 제한 영역 성장방법을 이용하여 척추뼈를 쉽고 빠르게 분할 하였다. 경계면의 설정을 위해 계곡 강조 가우시안 영상을 사용하여 경계면이 보다 강인하게 생성될 수 있었으며 경계면의 생성을 위해 deformable model의 전달 방법을 사용하였다. 또한 전달된 deformable curve가 잘못된 위치에 생성된 경우 오류를 검출하고 최적의 위치로 갱신되도록 하여 전달과정에서 예러가 누적되지 않도록 하였다. 제안한 방법은 10명의 환자 데이터에 실험하여 능률적이며 정확한 결과를 제공하여 임상전문가로부터 고무적인 판정을 받았다. 그러

표 1. 실험 결과

Table 1. Experimentation results

환자번호	Slice 장수	Slice 간격	픽셀 크기	분할 경계면수	분할 성공 경계면수	성공률
1	98	1.0 mm	0.25 x 0.25 mm <sup>2</sup>	3	3	100%
2	75	2.5 mm	0.25 x 0.25 mm <sup>2</sup>	5	5	100%
3	66	3.0 mm	0.25 x 0.25 mm <sup>2</sup>	4	3	75%
4	293	1.25 mm	0.28 x 0.28 mm <sup>2</sup>	7	6	86%
5	256	1.25 mm	0.31 x 0.31 mm <sup>2</sup>	6	5	83%
6	130	2.00 mm	0.27 x 0.27 mm <sup>2</sup>	7	5	71%
7	400	0.5 mm	0.29 x 0.29 mm <sup>2</sup>	6	6	100%
8	118	2.0 mm	0.25 x 0.25 mm <sup>2</sup>	6	5	83%
9	221	1.0 mm	0.26 x 0.26 mm <sup>2</sup>	6	5	83%
10	367	0.7 mm	0.28 x 0.28 mm <sup>2</sup>	7	7	100%
계				57	50	87%

나 뼈 사이에 계곡값이 매우 약하게 존재하는 경우 deformable model의 전달과정에서 오류가 정정되지 않는 경우가 드물게 발생한다. 이는 에리를 누적시켜 잘못된 경계면을 만들게 되므로 이를 수정하기 위해 deformable surface를 사용한 개선 방법에 대한 연구가 필요할 것이다.

### 참고문헌

- [1] A. Neumann, C. Lorenz, "Statistical shape model based segmentation of medical images," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 22, no. 2, pp.133-143, 1998.
- [2] C. Lorenz, N. Krahnstöver, "3D statistical shape models for medical image segmentation," in *Proc. 3-D Digital Imaging and Modeling Second International Conference*, 1999, pp.414-423.
- [3] P.P. Smyth, C.J. Taylor, and J.E. Adams, "Automatic measurement of vertebral shape using active shape model," *Image and Vision Computing*, vol. 15, pp.575-581, 1997.
- [4] J. Weese, M. Kaus, C.Lorenz, S. Lobregt, R. Truyen, and V. Pekar, "Shape constrained deformable models for 3D medical image segmentation," *IPMI2001, LNCS 2082*, pp.380-387, 2001.
- [5] M.G. Roberts, T.F. Cootes, and J.E. Adams, "Automatic segmentation of lumbar vertebrae on digital radiographs using linked active appearance models," in *Proc.Medical Image Understanding and Analysis*, vol. 2, 2006, pp.120-124.
- [6] J. Weese, M. Kaus, C. Lorenz, S. Lobregt, R. Truyen, and V. Pekar, "Shape constrained deformable models for 3D medical image segmentation," *IPMI2001, LNCS 2082*, pp.380-387, 2001.
- [7] Ghebrea, A.W.M. Smeulders, "Combining strings and necklaces for interactive three-dimensional segmentation of spinal images using an integral deformable spine model," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 10, pp.1821-1829, Oct. 2004.
- [8] J. Kaminskya, P. Klingeb, T.Rodt, M. Bokemeyer, W. Luedemann, and M. Samii, "Specially adapted interactive tools for an improved 3D-segmentation of the spine," *Computer Medical Imaging and Graphics*, vol. 28, pp.119-127, 2004.
- [9] P. Maragos, L.F.C. Pessoa, "Morphological filtering for image enhancement and detection," *Image and Video Processing Handbook 2nd edition*, Academic Press, 2005, pp. 135-156.