

구역 확장을 응용한 의학 영상 자동 분리 알고리즘

성 원*, 박종원**
*충남대학교 컴퓨터공학과
**충남대학교 정보통신공학과
wseong@crow.cnu.ac.kr

An Algorithm of Automatic Segmentation by Region Growing

Won Seong*, Jong-Won Park**

*Dept. of Computer Engineering, Chungnam National University

**Dept. of Information and Communication Engineering, Chungnam National University

요약

오늘날 CT 나 MR 등을 통한 의학 영상 기술과 컴퓨터 성능의 향상으로 인체 내부 장기의 영상을 비교적 용이하게 얻을 수 있으며 얻어진 영상 정보는 컴퓨터로 수치화되므로 데이터의 조작 및 가공 또한 용이하다. 그러나, 이 데이터는 2D 슬라이스(slice)들의 연속으로 표현되므로 이것을 보다 가시화, 조작, 분석이 용이한 상태로 바꾸기 위해서는 3 차원 구조로의 재구성이 필요하게 된다. 이것을 위하여 무엇보다도 먼저 CT 나 MR 을 통하여 얻어진 영상을 분석하여 특정 장기(organ)의 영상 부분을 다른 조직의 영상부분으로부터 분리(segmentation)할 필요가 있다. 이러한 Segmentation 방법에는 여러가지가 있는데, 수작업의 결합 등으로 인해서 비효율적일 수 밖에 없는 문제점을 가지고 있다. 이에 본 논문은 보다 효율적인 segmentation 의 처리를 위하여 구역확장(region-growing) 기법을 응용한 새로운 segmentation 방법을 개발하였다. 그리하여, 본 논문이 제안한 알고리즘을 슬라이스 간격이 큰 2 차원 복부 CT 영상에 적용시켜 간(liver)의 추출을 시도하였고 3 차원 표현 결과를 확인할 수 있었다.

1. 서론

오늘날, 첨단 컴퓨터 기술을 이용하여 얻어지는 CT 나 MR 영상은 2D 슬라이스의 연속으로 표시되므로 영상의 가공에 있어서 2 차원적으로만 처리되는 경우가 많다. 그러나 인체 내부의 장기들은 3 차원 구조이므로 개별적인 2 차원 슬라이스의 처리만으로는 한계가 있을 수 있다. 만일 3D 영상 기술을 이용하여 슬라이스들을 재구성하면 장기의 가시화, 조작, 분석 등을 보다 실제에 가깝게 수행할 수 있게 된다. 예를 들면 외과 수술을 할 때 장기의 실제 모양을 재구성하고 조작하여 봄으로써 미리 효과적인 수술 계획을 정확하게 세울 수 있는 장점등을 가질 수 있게 된다.[1]

한편 CT 나 MR 을 통해 얻어진 영상을 분석하거나 3 차원으로 가시화 하기 위해서는 관심 대상의 특정 장기를 다른 조직으로부터 분리하는 segmentation 과정이 필요하다. 이러한 과정을 수작업으로 하거나 반자동 방식으로 하게되면 많은 시간을 소모하게 되므로 비효율적이다. 그러므로, 가능한 사람의 개입 없

이 원하는 장기를 다른 장기나 구조물로부터 분리하는 기법이 필요하다. 그러나, 아직까지는 정확한 결과를 보이는 완전 자동 segmentation 기법은 존재하지 않는다고 한다[1].

segmentation 기법은 일반적으로 region-based 및 boundary-based 기법으로 구분되며 이들을 결합하여 사용하는 방식도 사용되고 있다[1]. 한편 thresholding, edge detection, morphological filter, deformable model 등의 기법이 segmentation 과정의 자동화 및 정확성 등을 위해 사용되고 있다 [2][3][4][5][6].

이러한 segmentation 알고리즘들은 앞에서 언급한 바와 같이 2D 상에서만 처리되어 왔으므로 인접 슬라이스들 간의 정보는 고려되지 않기 때문에, 3D 상에서 보다 정확한 segmentation 을 위해서는 관심 대상의 장기가 포함된 전 슬라이스들의 연속을 3 차원 데이터로 간주하고 처리할 수 있는 알고리즘에 초점을 두고 개발되어야 한다. 그리하여 본 논문에서는 3D 의학 영상에 대해 수행될 수 있는 자동분리(automatic segmentation) 기법을 개발하기 위해 구역 확장 기반(region-growing based) 기법을 바탕으로 응용하여 새로

운 알고리즘을 고안하였다.

본 논문은 2 장에서는 고안한 segmentation 기법에 대해 설명하고 3 장에서는 알고리즘의 적용 결과에 대해 논하며 4 장에서 결론을 맺는다.

2. 방법

이 장에서는 일반적인 segmentation 기법들을 토대로, 3 차원 의학 영상 (3D medical image)에 적용할 수 있는 영상분리(image segmentation) 방법에 대해서 설명한다. 전체적인 과정은 다음과 같다.

2.1 전처리 과정

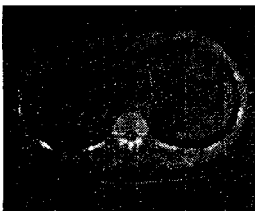
실제 영상의 경우 해상도가 충분하지 않거나 촬영시 noise 가 첨가될 수 있다. noise 를 감소시키거나 물체들의 구조에 따라 주변에 있는 영역을 미리 제거할 수 있다면 원하는 영역을 추출하는데 도움이 될 것이다.

2.1.1 noise 감소

CT 영상의 noise 감소를 위해 5x5 의 median filter 를 적용하였다. 이것은 한 voxel 의 값을 window 크기 만큼의 인접 voxel 의 중간값으로 대체시킨다. 이 때 주변 값들에 비해 지나치게 크거나 작은 것은 제거되므로 noise 감소의 효과가 있다.

2.1.2 배경 및 근육 제거

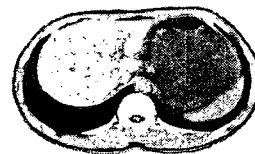
원래의 CT 영상은 명암값이 대체로 어두운 영상이며, 배경 또한 명암값이 고르지 못하고 몸통 주변에 촬영시의 다른 불필요한 물체도 포함되어 있다. 본 논문에서의 구체적인 구현 대상인 간의 경우에도 주변에 있는 근육 등의 조직에 매우 근접하거나 혹은 구별하기 힘든 형태가 빈번히 존재한다. 따라서, 배경이나 근육 등을 전처리 과정에서 제거한다.



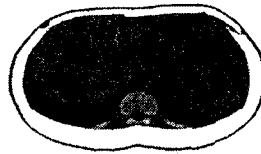
(그림 1) 원래의 CT 영상



(그림 2) 배경 제거한 영상



(그림 3) 평준화한 영상

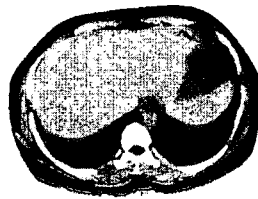


(그림 4) 근육 제거한 영상

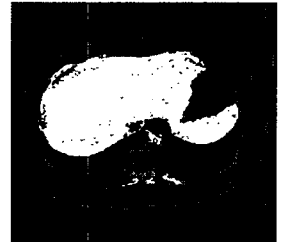
2.2 초기 영역 탐색

원하는 장기의 초기 모양을 추출하기 위해 edge detection 과 같은 boundary-based 기법의 경우, 많은 false contour 들의 제거 및 보정 방법이 까다롭고 edge detection 과정에서 수행 속도가 느린 단점이 있다[5].

region-based 인 [3],[4]에서는 thresholding 을 이용해 초기 영역을 추출하였으나 thresholding 의 문제점으로, 장기가 간처럼 크지 않다면 쉽게 임계값을 결정할 수 없는 경우가 있을 수 있다. 본 논문에서는 [2]와 같은 사전에 입력하는 grey level 정보를 가능한 줄이고, 다양한 grey level 과 패턴을 가진 장기들에 대해서도 적용할 수 있도록 region growing 기법을 택하였다. 이 region growing 과정은 논문 [9]에 자세히 나와있다.



(그림 5)평준화한 원이미지



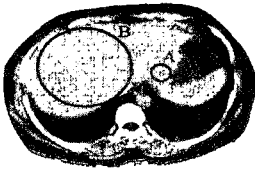
(그림 6) Region growing 의 초기 영역

2.3 boundary 보정

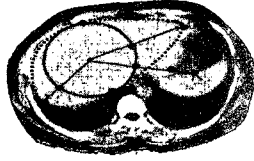
위의 시행까지의 결과는 대상 장기의 모양에 대한 정보가 없이 voxel 의 동질성만 고려하여 추출하였으므로, segmentation 으로 인한 문제점이 발생한다[10]. 즉, 원하는 부분이 다른 장기와 인접하여 붙거나, 동질성의 손상으로 일부 영역이 손실될 수도 있다. 그러므로 이러한 문제점을 보정하기 위하여 B-Spline Surface[11]에 의하여 부정확한 boundary 를 부드러운 곡선으로 보정하는 방법을 사용한다.

2.3.1 초기 모델 설정

boundary 내부에서 제어점을 탐색하기 위한 모델은 가능한 내부의 중심에서 시작하는 큰 모델을 선택한다. 가능한 segmentation 의 중심부의 좌표를 입력한 뒤, 그 좌표를 중심으로 segmentation 의 boundary 에서 만나는 최대 원을 만든다. 그림 7 에서 모델 A 는 초기좌표가 segmentation 의 중심에 위치하지 않았으므로 A 주변의 false boundary 에 대해 제어점이 탐색될 가능성이 있다. 한편 B 의 경우에는 각 boundary 에 고르게 제어점을 탐색할 수 있다.



[그림 7] 초기 모델 설정



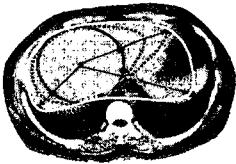
[그림 8] 제어점 탐색

2.3.2 제어점 탐색

B-Spline Surface의 생성에 필요한 제어점은 그림 8과 같이 모델의 중심으로부터 원래의 boundary에 처음으로 도달하는 지점으로 선택한다. 이 과정에서 일부 급격한 경사를 갖는 boundary, 즉 boundary를 샘플링했을 때 각도의 변화가 큰 부분은 제어점에서 제외되는 효과를 볼 수 있다.

2.3.3 제어점 보정

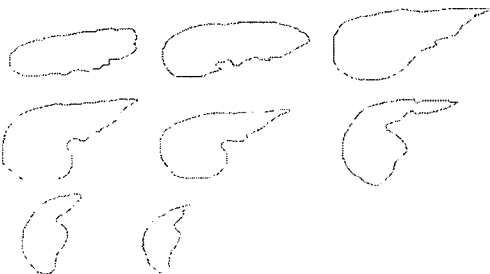
탐색된 제어점들은 일부 false boundary에 설정될 수 있으므로, 그 점의 샘플링 값과 이웃 제어점과의 샘플링 값중 각도에 관계된 continuity force를 계산하여 만족하지 못하는 경우 그 제어점을 이웃과 유사한 위치로 이동시킨다. 그림 9은 제어점을 선택하는 과정이고, 그림 4는 제어점을 보정한 영상이며, 그림 10은 이러한 과정을 통하여 얻어진 CT내 간에 대한 segmentation들이다.



[그림 9] 제어점 보정

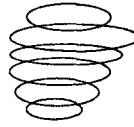


[그림 10] 보정된 영상

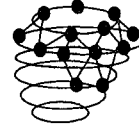


[그림 11] segmentation 처리한 연속된 슬라이스들

2.3.4 B-Spline Surface 생성



(a)



(b)



(c)

[그림 11] Surface 생성 과정

(a) 초기 영역 (b) 제어점 (c) Surface 생성

그림 11의 (b)에서 주어진 제어점들을 통해 (c)와 같이 3D 상에서 B-Spline Surface을 이용해 표면을 만들어 낸다. B-Spline Surface는 슬라이스 간격이 비교적 크게 떨어진 경우에도 continuity를 유지하면서 부드러운 표면을 만들어 낸다. Spline curve와 surface를 위한 식은 다음과 같다. [11].
N+1개의 제어점 P_k가 있을 때 spline curve를 위한 연속 함수 P(v)는

$$P(v) = \sum_{k=0}^n P_k N_{k,t}(v) \quad v = 0 \rightarrow n - t + 2$$

와 같이 정의 되는데, 차수 t는 3 또는 4의 값을 갖고 N(v)는 혼합(blending) 함수 다음과 같이 정의된다

$$N_{k,1}(v) = \begin{cases} 1 & \text{if } u[k] \leq v \leq u[k+1] \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$N_{k,t}(v) = \frac{v - u[k]}{u[k+t-1] - u[k+1]} N_{k,t-1}(v) + \frac{u[k+t] - v}{u[k+t] - u[k+1]} N_{k+1,t-1}(v)$$

U_k는 break point로서 일반적으로 다음과 같다.

$$u_k = \begin{cases} 0 & k < t \\ k - t + 1 & t \leq 0 \leq n \\ n - t + 2 & k > n \end{cases}$$

한편 spline surface는 spline curve에 쓰였던 혼합함수(blending function)의 곱을 취한다.

$$P(u, v) = \sum_{i=0}^{n_i} \sum_{j=0}^{n_j} P_{i,t} N_{j,t}(u) N_{j,t}(v) \quad \begin{matrix} u = 0 \rightarrow n_i - t_i + 2 \\ v = 0 \rightarrow n_j - t_j + 2 \end{matrix}$$

spline surface의 완만함과 해상도는 각 방향으로 독립적으로 조절 가능하다.

3. 결과

이 장에서는 앞에서 제안한 방법을 통해 segmentation 처리한 슬라이스들을 GeomView 라는 3 차원 그래픽 데이터 뷰어를 통해 표현한 결과를 나타낸다. 슬라이스 간격은 10mm 이고, 수동(manual)으로 segmentation 을 수행한 결과와 부피를 비교하였을 때 10% 이내의 오차를 나타내었다. 알고리즘의 수행에 걸린 시간은 최종적으로 생성하고자 하는 표면(surface)의 해상도에 좌우되는데, Ultra Sparc Workstation 에서 보통 10 분 전후가 소요되었다. 슬라이스들의 간격이 10mm 로서 큰 간격이라는 것을 고려하였을 때 상당히 빠른 처리 시간으로 간주될 수 있다.



[그림 7] 3 차원 영상

4. 결론

본 논문은 segmentation 과정을 자동화할 수 있는 보다 일반적인 방법의 설계와 구현을 설명하였고, 까다로운 threshold 의 측정 과정을 좀더 일반화할 수 있는 기법과 넓은 슬라이스 간격의 데이터에도 적용될 수 있는 방법의 적용을 설명하였다.

본 논문에서는 먼저 영상에 대해 noise 를 감소시키고 배경 및 주변 조직을 사전에 제거하였으며, 초기 영역 탐색 과정을 간소화하고 grey level 에 대한 사전 threshold 입력을 가능한 최소화하기 위한 방법으로, 3D 구역 확장(region growing) 기법을 사용하였다. 여기에서 얻어진 1 차 결과는 모양 정보를 고려하지 않았으므로 부정확한 boundary 를 보정하고 B-Spline 을 이용해 2 차 결과로 surface 를 생성하였다. 이 알고리즘들에 대한 수행을 테스트 하기 위해 CT 영상에서 간에 대해 segmentation 을 시도해 보았으며, 수동(manual)으로 분리(segmentation)한 결과와 부피 비교 시 10% 이내의 오차를 나타내었고, 실제의 간 모양과 유사하게 재구성된 3 차원 표현 결과를 얻을 수 있었다.

결론적으로 말해, 본 연구는 슬라이스 간격이 넓은 2

차원 의학 영상들에 적용되어 의미있는 3 차원의 표현을 만들어 냈다는 데 의의가 있다 하겠다.

참고문헌

- [1] Jayaram K. Udupa, Gabor T. Herman, "3D Imaging in Medicine", CRC Press, 1991
 - [2] 유승화, "복부 CT image 에서 간과 비장의 추출에 대한 연구", 충남대학교 교육대학원 석사학위논문, 1999,2
 - [3] Luomin Gao, David G. Heath, Brian S. Kuszyk, Elliot K. Fishman, "Automatic Liver Segmentation Technique for Three-dimensional Visualization of CT Data". Radiology. 1996
 - [4] Marc Joliot and Bernard M. Mazoyer, "Three-Dimensional Segmentation and Interpolation of Magnetic Resonance Brain Images", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING. Vol 12, No. 2 1993
 - [5] Michael Bomans, Karl-Heinz Hohne, ULF TIEDE, Martin Riemer, "3-D Segmentation of MR images of the Head for 3-D Display", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING. Vol 9, No 2, 1990
 - [6] Karl Heinz H'hone and William A. Hanson, "Interactive 3D Segmentation of MRI and CT Volumes using Morphological Operations", Journal of Computer Assisted Tomography, 1992
 - [7] Zahid Hussain, "Digital Image Processing", Ellis Horwood, 1991
 - [8] J.R. Parker, "Algorithms For Image Processing and Computer Vision", John Wiley & Sons, 1997
 - [9] Structural Informatics Group, "3D Region Growing", (<http://sig.biostr.washington.edu/research/graphics/region/>)
 - [10] Michael Kass, Andrew Witkin, Demetri Terzopoulos, "Snakes:Active Contour Models", International Journal of Computer Vision, 1987
 - [11] Paul Bourke, "Spline curves in 3D" (<http://astronomy.swin.edu.au/pbourke/curves/spline>)
- (<http://astronomy.swin.edu.au/pbourke/curves/spline/splinesurf.html>)

본 연구는 BK21 충남대학교 정보통신인력양성 사업단의 연구 지원으로 수행되었습니다.