

## 관도계 기관 분할을 위한 슬라이스영상 정보를 이용한 영역 성장법

구교범\* · 김동성\* · 김종호\*

\*송실대학교 정보통신 전자공학부, \*서울대학교 의과대학

(2000년 10월 25일 접수, 2001년 3월 17일 채택)

### A Region Growing Method using Slice Image Information for a Tubular Organ

K.B. Ku+, D.S. Kim+, J.H. Kim\*

+School of Electronic Engineering, Soongsil Univ.

\*Department of Radiology, Seoul National University

(Received October 25, 2000. Accepted March 17, 2001)

**요약** : 의료 영상에서 관심 있는 부위를 3차원으로 재구성하여 보는 것은, 정확한 진단을 위해서 매우 중요하다. 이러한 3차원 재구성을 위해서는 관심 있는 영역의 분할이 필수적인 선행작업이다. 본 논문에서는 관도계 기관의 분할을 위해서 슬라이스 영상의 정보를 이용한 3차원 영역 성장법을 제안한다. 제안된 방법은 2차원 슬라이스 영상에서 영역 성장법에 의해 영역을 확장시키고, 그 이웃한 슬라이스들에 씨앗점을 전달하여 재귀적으로 3차원 체적을 확장하여 영상을 분할한다. 이때, 이웃한 슬라이스간의 영역의 크기의 제약을 이용하여 새나감을 방지한다. 제안된 방법을 기관지의 분할에 적용한 결과, 새나감 없이 뾰족한 가지들까지도 성공적으로 분할했으며, 튜브의 중심 축이 고차원 곡선인 경우에도 성공적으로 분할했다.

**Abstract** : Segmentation of an organ is crucial for an accurate diagnosis using 3D visualization of medical images. This paper proposes a 3D region growing method for tubular organ segmentation, which utilizes the information of region size between adjacent slice images. With this method, the volume of interest is expanded slice by slice. At each slice, a region is grown from a seed point, and generates its seed points at its neighboring slices. The generated seeds recursively grow to make regions at corresponding slices. The leakage problem of other region growing methods could be overcome with the region size constraint between slices. The segmentation of a trachea and bronchia has produced promising results. Even a very curvy bronchus with severely protruded branches has been successfully detected without leakage.

**Key words** : Medical images, Image segmentation, 3D region growing, Virtual bronchoscopy

## 서 론

기관지나 혈관과 같은 튜브 형태 기관의 질병을 검사하기 위한 내시경 방법은 환자에게 많은 고통을 준다는 문제가 있어서, 최근에는 관심 부위의 디지털 데이터를 3차원 재구성하여 구현된 가상 기관지 내시경(bronchoscopy)이나 가상 혈관 내시경(angioscopy)과 같은 방법들이 내시경을 대신하고 있다.

이 방법은 영상데이터를 3차원으로 재구성한 뒤, 재구성된 기관의 내부에 내시경을 넣은 것처럼 기관을 화면상에서 살펴볼 수 있게 한다. 이러한 작업을 위해서는 3차원 데이터의 분할이 필수적인데, 많은 양의 데이터를 이용한 분할을 수행해야 하므로 빠른 수행능력을 가지고 있어야 하고, 복잡한 튜브 형태의 분할을 수행할 수 있어야 한다. 본 논문에서는 디지털 영상 데이터를 이용하여 가상 내시경을 구현하는 과정에서 필수적인 단계인 튜브형태의 기관에 적합한 3차원 분할 방법을 제안하고자 한다.

현재 많이 사용되는 3차원 영상 분할 방법은 임계값 기반의 방법[2]이다. 이 방법은 구현이 쉽고, 수행속도가 빠르다는 장점이 있고, 분할하고자 하는 기관과 주변의 기관들의 밝기값 대조가 큰 경우에 적합하다. 하지만 관심 부위들의 밝기값이

본 연구는 1999년도 송실대학교 교내 학술 연구비 지원에 의하여 이루어진 것임.

통신저자 : 김동성, (156-743) 서울시 동작구 상도동 1번지

송실대학교 정보통신전자공학부

Tel. (02)822-8441, Fax.(02)821-7653

E-mail. dongsung@saint.soongsil.ac.kr

유사한 다른 부위들과 연결되어 있을 경우, 경계를 인식하지 못하여 해당 부위의 분할 영역이 다른 부위를 포함하게 되는 새나감 문제가 발생하게 된다. 모폴로지 연산(Morphological operation)에 기반한 방법들[3]은 사용자가 적당히 영상을 변형시켜서 분할하고자 하는 체적의 대조도를 높인 뒤, 모폴로지 연산을 적용하여 관심 체적에 붙어있는 다른 부위들을 제거한 뒤, 여기에 3차원 연결화소군을 추출하여 최종적으로 모폴로지 연산에 의해 제거된 영역을 복원하여 체적을 분할하는 방법이다. 이 방법은 최적의 분할결과를 얻기까지 과도한 사용자의 개입이 필요하고, 폐와 연결되어 있는 기관지의 분할에서는 새나감을 해결 할 수 없다. 3차원 watershed 방법[4]은 2차원 watershed 방법을 확장하여 분할을 시도하고, 화소값의 분포를 이용하여 1차 병합을 시도한 뒤, 사용자가 개입하여 최종적인 분할을 시도하는 방법이다. 이 방법은 잡음이 매우 심한 의료 영상의 분할에는 적합하지 않고, 최종적인 분할을 위해 사용자가 개입하여 수작업을 해야 하는 불편함이 따른다. 마찬가지로 폐와 연결된 새나감을 해결 할 수 없다. 3차원 스네이크 방법들[5,6]은 분할하고자 하는 체적의 3차원 곡면의 에너지를 최소화하도록 곡면을 변형시켜 관심 있는 체적을 분리하는 방법으로, 노이즈에 강한 장점이 있다. 하지만, 이 방법은 찾고자 하는 영역의 내부 또는 외부에 존재하는 국부적인 에너지 최소 값 때문에 전역적인 최소 값을 찾기 어려운 점이 있다. 또한 내부 에너지 정의에 의하여 완만한 구체의 형태를 지향하게 되므로, 심하게 튀어나거나 들어간 작은 가지들은 충실하게 분할하기가 어렵다. Level set 방법들[7,8]은 스네이크의 단점을 보완하기 위해서 분할하고자 하는 영역보다 고차원의 곡면을 구성하여 해당 영역을 고차원 곡면의 특정 level로 나타내고, 이동된 곡면의 에너지를 최소화 함으로써 영역을 분할하는 방법이다. 고차원 곡면의 이동벡터는 곡면의 곡률 함수 등으로 표현하며, 그 벡터의 정지는 gradient 같은 영상 에너지를 이용한다. 이 방법은 심하게 튀어나온 가지들도 잘 분할할 수 있으며, 초기 곡선에도 둔감한 장점들을 갖고 있다. 하지만, 곡면 이동의 정지를 위한 영상에너지가 없으면 새나감이 발생하는 단점이 있다. 또다른 방법으로, 3차원 체적 자체를 사용하지 않고, 2차원 슬라이스를 사용하는 방법들은 인접한 슬라이스의 정보를 이용하여 현재 슬라이스의 분할에 적용하는 방법[9,10]도 있다. 대표적인 트래킹 기법[9]은 관심 부위의 윗부분과 아래부분 양쪽에서 수작업에 의한 분할을 수행해야 하며, 관심 영역이 슬라이스 별로 변화가 미리 정해진 범주 내에서만 변해야 하는 제약점이 있다. 또한 관심 영역의 중심축이 2차원 이하의 곡선으로 구성되어야 하는 제약점이 있다.

본 논문에서는 슬라이스 영상 정보를 이용한 3차원 영역 성장법을 제안한다. 이 방법은 기존의 2차원 슬라이스 영상을 사용하는 방법들[9,10]이 분할 할 수 없는 높은 차수의 곡선 형태를 갖는 튜브의 경우에도 성공적인 분할을 수행하고, 이웃 슬라이스의 분할 정보를 이용하여 유사한 기관이 인접해 있더라도 새나감을 막을 수 있다. 또한, 수작업의 양도 최소한으로 줄일 수 있으며, 방대한 양을 갖는 3차원 데이터를 빠른 시간

안에 분할해 낼 수 있다. 제안된 방법을 기관지의 분할에 적용하여 수작업 분할결과와 차이를 hausdorff distance[11]를 사용하여 검증하여 고무적인 결과를 얻었다.

## 본 론

본 논문에서는 사용자가 씨앗점(seed point)을 입력하거나, 자동적인 방법으로 씨앗점을 생성하여, 씨앗점이 속해 있는 튜브형 기관의 3차원 체적을 분할하는 방법을 제안한다. 이 방법에서는 튜브형 기관의 중심축에 수직한 방향으로 슬라이스들이 존재한다고 가정을 하고 이미 분할된 이웃 슬라이스들의 정보를 사용하여, 3차원 체적을 구성하는 2차원 슬라이스 영상들을 분할하여 연결함으로써 원하는 3차원 체적을 분할하는 방법이다. 각 슬라이스에서의 분할은 2차원 영역 성장법을 사용하는데, 영역 성장법은 씨앗점(seed point)의 이웃들 중에서 동질한 성질을 갖는 이웃들을 같은 영역으로 군집화하는 과정을 재귀적으로 반복하는 분할방법이다[12]. 이렇게 생성된 분할 영역은 새나감을 방지 하기 위해서 이웃하는 슬라이스에서 분할된 영역들의 크기의 변화에 대한 제한요소를 이용하여 유효한 영역인지를 결정한다. 유효한 분할 영역은 이웃하는 위/아래 슬라이스에 씨앗점을 생성하는 과정을 재귀적으로 반복한다.

그림 1은 제안하는 방법의 전체 순서도이다. 먼저 씨앗점 입력 단계에서는 사용자에게 의해 초기 씨앗점을 입력 받고, 씨앗점 저장 단계에서 초기 씨앗점을 큐(queue)에 저장한다. 그 다음, 씨앗점 인출 단계에서 큐에 들어 있는 점들을 인출하여, 해당 슬라이스를 영역성장법을 이용하여 분할한다. 이렇게 분할된 영역이 유효한 영역이면, 이웃한 슬라이스에 같은 위치에 동질한 영역이 존재할 경우, 그 영역에서 새로운 씨앗점을 생성하여 큐에 저장하는 과정을 재귀적으로 반복하여 수행한다.

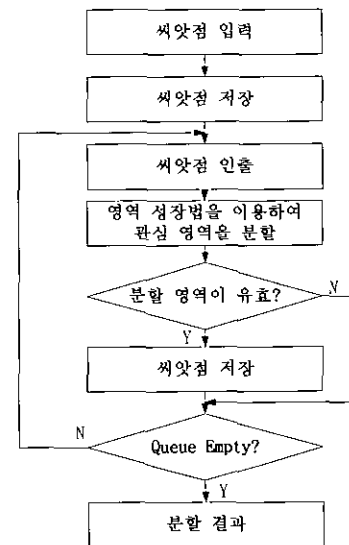


그림 1. 제안하는 방법의 순서도  
Fig. 1. Flowchart of proposed method

영역의 유효성은 이웃 슬라이스와의 크기의 제약을 이용하여 검사한다. 각각의 과정은 다음과 같다.

1) 씨앗점 생성 방법

한 개의 분할 영역은 이웃한 위/아래 슬라이스의 분할을 위한 새로운 씨앗점을 생성할 수 있다. 튜브형태의 기관에서는 그림 2-(a)에서 처럼 씨앗점이 여러 슬라이스 중, 중간에 위치하여 위/아래로 성장이 필요한 경우가 발생할 수 있고, 그림 2-(b)에서 처럼 튜브형 기관이 변곡점을 갖고 있는 경우 변곡점이 위치한 슬라이스에서는 위에서 아래로 왔다가 다시 위로 가거나 아래서 위로 왔다가 다시 아래로 내려가야 하기 때문에 각 영역은 그 자신의 위와 아래의 슬라이스에 씨앗점을 만들 수 있어야 한다.

한 개의 분할 영역은 다수의 씨앗점을 만들 수 있어야 한다. 그림 2-(c)에서 처럼 기관(trechea)이 기관지(bronchia)로 분기되거나, 기관지가 간가지로 분기되는 것과 같이, 하나의 영역으로부터 둘 이상의 영역으로 분기가 발생하는 경우에는 이전 슬라이스의 분할 결과로부터 다수의 영역에 씨앗점을 생성해야 하는 경우가 발생한다.

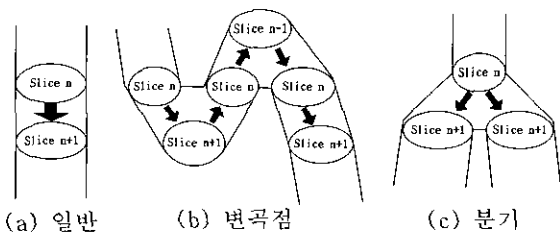


그림 2. 튜브형 기관의 분류  
Fig. 2. Categorizing tubular organs

씨앗점 생성 방법은 다음과 같다. 먼저 현재 슬라이스의 분할 결과를 마스크로 만든다. 생성된 마스크를 이웃 슬라이스에 씌우고, 마스크 영역에 대해 해당 기관이 갖는 화소 특징을 평가하여 동질성이 있는 부분의 연결화소를 군집화한다. 본 논문에서는 동질성이 있는 영역을 각 화소의 전산화단층촬영값(CT value)이 임의의 범위 내에서 있는 화소로 정의하였다. 본 논문의 주 분할 관심 대상인 기관지의 분할에서는 공기의 전산화단층촬영값 범위인 -1024 ~ -800 사이의 값을 가진 화소를 동질성이 있는 화소로 정의하였다.

이웃한 슬라이스의 동질성이 있다고 판정되는 영역에 대해서는 새로운 씨앗 점을 추출한다. 먼저 분할되지 않은 영상에 대해 관심 부위의 전산화단층촬영값을 이용하여 단순 임제치 연산을 수행한 뒤, 이미 분할된 이웃 슬라이스와 AND 연산을 수행하여 얻은 영역에 대하여 연결 화소군을 추출하고 이 연결 화소군으로부터 씨앗점을 추출하였다.

일반적인 연결 화소군을 찾는 방법은 두 번의 스캔이 필요하다. 두 번의 스캔으로 연결화소를 찾는 two-pass 알고리즘은 다음과 같다. 첫 번째 스캔에서 이웃 화소가 동질한 화소면

동질한 화소로 레이블을 준다. 이때, 동질한 이웃화소들의 레이블값이 일치 하지 않을때는 이들이 동일한 레이블이라 표시한다. 두 번째 스캔에서는 서로 다른 레이블 값을 갖고있지만 동일한 레이블이라고 표시된 레이블들을 한 개의 레이블로 치환하여 줌으로써 연결화소군을 찾는다[2].

본 논문에서는 효율적인 구현을 위해서 연결 화소군 탐색을 수행하면서, 한번의 스캔으로 씨앗점 생성을 수행하는 방법을 구현하였다. 구현된 방법은 기준화소의 윗쪽과 왼쪽의 이웃에서 이미 스캔된 화소가 동질하지 않으면 새로운 씨앗점으로 만들고, 동질하면 동일한 레이블을 주면서 탐색을 계속한다. 만약, 윗쪽과 왼쪽이 동질한 화소이면서 서로 다른 레이블값을 갖게 되면 단순히 낮은 레이블에 해당하는 씨앗을 제거함으로써 한 개의 동일한 화소군에 한 개의 씨앗만을 갖도록 한다.

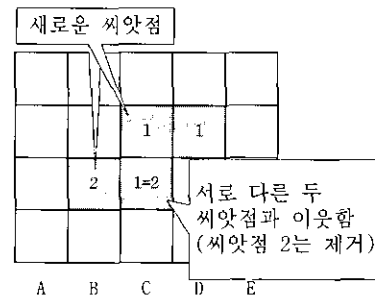


그림 3. 연결 화소군 및 씨앗점 추출 방법  
Fig. 3. Connected component and seed extraction method

그림 3은 구현한 연결 화소군 추출 및 씨앗점 탐색 방법을 보이고 있다. 그림에서 A0 화소부터 오른쪽 아래 방향으로 스캔을 수행하다가, C1 화소에서 동질한 화소를 만나면, 윗쪽과 왼쪽을 확인하여 기존의 레이블이 없을 경우, 새로운 레이블인 1을 주고 C1을 씨앗점으로 등록한 뒤, 스캔을 계속한다. B2 화소에서 다시 윗쪽과 왼쪽에 기존의 레이블이 없으므로, 새로운 레이블인 2를 주고 B2를 씨앗점으로 등록하게 된다. 그러나, C2 화소를 스캔하면, 레이블 1과 레이블 2를 모두 이웃하고 있으므로, 먼저 만난 레이블에 우선 순위를 두어, 레이블 1을 대표하는 C1 화소가 씨앗점으로 유지되고, 낮은 우선 순위 레이블의 씨앗점인 C2 화소는 씨앗점에서 삭제한다. 이러한 과정을 반복하면, 정확한 연결화소군을 추출할 수는 없지만, 빠른 속도로 영상 내의 모든 연결화소군에 대해서 각각 1개의 씨앗점을 생성할 수 있다. 이와 같은 과정을 의사코드(pseudo-code)로 나타내면 다음과 같다.

이와 같이 씨앗점을 탐색하게 되면, 분기가 발생하는 부분에서도 각 분기에 대해 각각의 씨앗점을 탐색할 수 있으므로, 모든 가지를 분할할 수 있게 된다. 발견된 모든 씨앗점은 큐에 저장하고, 이후의 분할에 사용하게 된다. 이때, 동질한 연결 화소 모두를 저장하는 대신 씨앗점을 추출하여 큐에 저장하는 이유는 메모리의 효율적인 사용을 위해서이다. 한번 동질한 화

```

// 동질한 영역에는 ROI, 동질하지 않는 영역엔 0이라는 label이 되어
// 있다고 가정
for y=0 to HEIGHT-1 {
  for x=0 to WIDTH-1 {
    if(GET_LABEL_AT(x, y)==ROI){ // 현재 label이 동질한 영
      //역일 경우
      upper_label = GET_LABEL_AT(x, y-1);
      left_label = GET_LABEL_AT(x-1, y);

      if(upper_label!=0 && left_label!=0){
        // 위, 왼쪽의 화소가 동질한 영역이 아닐 경우, 새로운 씨앗
        // 점으로 정의
        SET_LABEL_SEED(x, y);
      } else if(upper_label!=0 && left_label!=0){
        // 위, 왼쪽 모두가 동질한 영역일 경우
        if(upper_label!=left_label){
          // 위, 왼쪽에서 찾은 seed가 다를 경우
          later_seed = max(upper_label, left_label);
          // 나중에 추가된 seed를 삭제
          ERASE_SEED(later_seed);
        } else {
          // 위, 왼쪽 모두가 동질한 영역이고 찾은 seed가 같은
          // 경우
          // 같은 씨앗점 label을 할당(seed는 추가하지 않음)
          SET_LABEL_AS(x, y, upper_label);
        }
      } else {
        // 위, 왼쪽 중 어느 한 곳만 동질한 영역일 경우
        non_zero_label = upper_label | left_label;
        SET_LABEL_AS(x, y, non_zero_label);
        // 둘 중 하나는 0로 label되어 있으므로
        // 0이 아닌 다른 씨앗점 label로 현재 화소를 label
      }
    }
  }
}

```

소라 분류한 일부 영역을 두 번씩 계산하는 것은 비효율적으로 보일 수 있지만, 이 방법의 경우 동질한 화소라 분류된 영역의 경계를 추출하고, 이 경계를 씨앗으로 하여 영역 성장법을 수행해야 하는 과비용과 구현의 복잡성을 감안한다면, 씨앗점만을 저장하는 것이 더욱 효과적일 수 있기 때문이다.

## 2) 새나감 막기

제안하는 방법에서는 3차원 데이터를 이용하여, 영역 성장법의 새나감에 의한 영상 분할 오류를 보완하였다. 특정 슬라이스에서 새나감이 발생할 경우, 그 슬라이스에서의 분할 영역의 총 면적은 다른 슬라이스에 비해 월등히 커지게 된다. 이러한 특성을 이용하여, 특정 슬라이스를 분할하고 나면, 이 슬라이스에 씨앗점을 생성한 부모 영역의 크기와 현재 분할 면적의 크

기를 비교하여, 그 크기가 임계비율보다 커질 경우 새나감이 있다고 판정한다. 새나감이 발생할 경우, 원하는 분할 결과를 얻기 위해서는 새나감이 발생한 원인이 되는 모호한 경계를 갖는 부분을 찾아 제한하는 방법이 필요하다. 이러한 모호한 경계가 좁은 경우에는 스네이크[13]와 같은 방법을 사용하여 막을 수도 있지만, 모호한 경계가 클 경우에는 이 방법에서도 새나감이 발생하게 된다. 제안하는 방법에서는 이전 슬라이스의 분할 결과와 새나감이 발생한 분할 결과를 AND 조합하여 얻어진 영역을 분할 결과로 저장하는 방법을 사용하여 새나감을 막았다. 이렇게 AND 조합을 이용한 새나감 막기는 경우에 따라서는 제약된 분할 결과를 얻을 수도 있지만, 이웃한 슬라이스에서 영역의 크기 차이가 심하지 않는 대부분의 경우에 타당한 결과를 얻을 수 있었다. 이런 부분에 대해서는 AND 조합 결과의 경계에 스네이크와 같은 deformable model 방법을 적용하여 분할 영역을 개선하는 것이 가능하나, 앞서 언급한 바와 같이 모호한 경계 영역이 넓게 퍼져 있을 경우에 영역을 제한하는 방법에 대한 연구가 필요하다. 그림 4는 새나감이 발생할 경우, 이전 슬라이스의 분할 정보를 이용하여 새나감을 막는 예를 보이고 있다. 그림 4-(a)와 같이 새나감이 발생하더라도, 이전 슬라이스의 분할 결과 마스크에 의해서 그림 4-(b) 처럼 새나감을 성공적으로 막으면서 분할 결과를 얻을 수 있다.

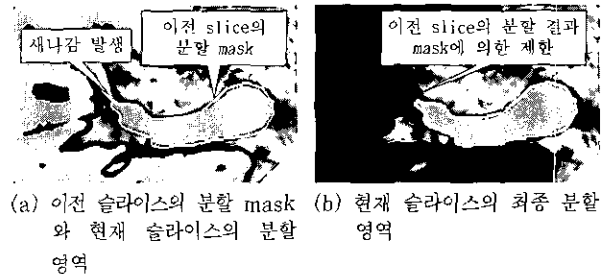


그림 4. 새나감 막기의 예

Fig. 4. Example of leakage prevention

이와 같은 이전 슬라이스와 AND 된 것만을 취해서 영역을 얻는 경우, 그림 5와 같이, 이전 슬라이스의 분할 영역이 현재 슬라이스에서 동질성은 있지만, 부위가 다른 영역과 겹치는 경우에 문제가 발생할 수 있다.

이러한 경우, 그림 5-(a)에서 보는 것처럼 새나감 영역에서 겹치는 영역을 포함한 다른 부위의 영역이 포함될 경우 새나감 막기가 적용되어, 그림 5-(b)와 같이, 이전 슬라이스의 분할 결과와 겹치는 동질성 영역이 분할되고, 이 영역은 다른 슬라이스에 대해서도 계속 분할 되어져 나오는 문제가 발생한다. 이러한 부위는 해당 영역의 동질성이 유지되는 동안 계속 발견이 되는 문제점이 있다. 이런 문제를 극복하기 위해, 새나감 깊이를 이용하였다.

'새나감 깊이'라는 것은, 분할 도중에 새나감이 발생한 영역이 슬라이스를 따라 얼마 만큼 연속적으로 발생했는지를 나타낸

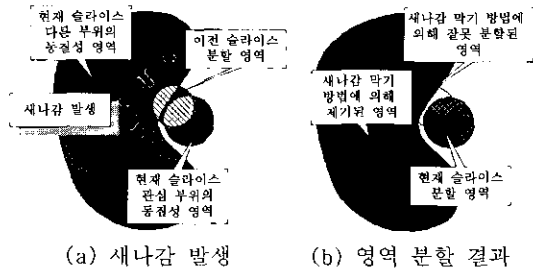


그림 5. 동질성이 있는 다른 영역이 관심 영역에 인접할 경우에 발생하는 새나감 막기 방법의 오류

Fig. 5. Leakage prevention error when another homogeneous region is adjacent to the target region

다. n 번째 슬라이스에서 영역 분할 시 새나감이 발생하여, 새나감 막기 방법을 통해 영역을 분할 했으면 새나감의 깊이는 1이 되고, 그 다음 슬라이스에서도 계속적으로 새나감이 발생하면 새나감의 깊이는 계속 증가하게 된다. 만약 새나감이 없다면 0으로 리셋된다. 이것은 연속적인 새나감이 발생하면 그 분할 결과 영역의 신뢰도는 떨어지게 되는 것을 의미하고, 새나감이 없다면 다시 높은 신뢰도로 영역이 분할되는 것을 의미한다. 예를 들면, 환자의 기관지에 변형이 생겨 이웃하는 슬라이스에서 기관지와 폐가 거의 인접하는 경우, 그 일부가 새나가고, 그 새나감이 다음 슬라이스들에서 계속 되면, 새나감 깊이가 깊어 계속 증가하게 되고, 이것은 분할 결과의 신뢰도가 떨어져서 임계값 이상이 되면, 해당 부분에서는 더 이상 분할을 수행하지 않도록 하여, 새나감을 방지할 수 있다. 현재는 3장 연속의 새나감이 일어나면 더 이상 분할을 수행하지 않도록 하였다. 또 다른 예로, 새나감이 한 두 슬라이스에서만 있고 다시 기관지를 잘 따라가는 경우에는, 새나감 깊이가 깊어 증가하다가 새나감이 없어졌으므로 새나감 깊이는 0으로 초기화 되고, 이후 계속 분할을 수행하게 된다.

결 과

제안하는 분할 방법은 Pentium III-550 PC에서 Visual C++ 6.0을 사용하여 구현하였다. 실험에서는 분할 결과를 이용한 3차원 재구성 영상을 만들어 제안된 방법의 정확성과 효율성을 검증하였다. 사용한 데이터는 임상에서 사용되고 있는 512×512, 각 화소당 분해능은 -1024~3071 까지의 전산화단층촬영값을 갖는 DICOM 형식으로 저장된 기관지 영상을 이용하였다. 실험에서는 기관지 영상에서 기도를 찾기 위해 공기가 갖는 전산화단층촬영값 범위인, -1024~-800의 값으로 영역 성장법을 수행하였고, 새나감 막기 위해서, 이전 슬라이스의 분할 면적보다 5배 이상 큰 영역이 발생할 경우 새나감이 발생한 것으로 검출하였다. 새나감 막기 위한 분할 제한 면적은 실험적으로 결정된 수치이며, 슬라이스 간의 간격이 크지 않을 경우에는 5배가 되든지 7배가 되는지 별차이 없이 성공적으로 새나감을 막을수 있었다. 분할 결과의 정확성을 검증하기 위하여 제안하는 방법에 의해 분할된 결과와 전문가가 손으로 분할한 결과의 화소단위의 hausdorff distance를 계산하여, 각 슬라이스에서의 차이를 그래프의 형태로 그림 6에 보이고 있다. 그림에서 비교적 간단한 구조를 갖는 기관지의 분할(0~22 slice)에서는 1~2 화소 정도의 hausdorff distance를 보이다가, 기관-기관지의 분기나 폐의 내부에서 PVE(Patral Volume Effect) 에 의해 전산화 단층촬영 밝기값이 변형된 경우에는 약 2~3.6 화소 정도의 hausdorff distance의 차이를 보였다.

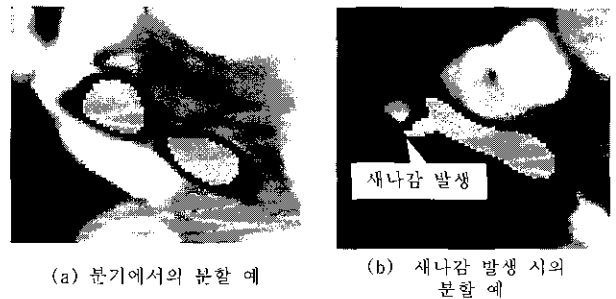


그림 7. 분할 결과  
Fig. 7. Segmentation Results

그림 7은 전산화 단층 촬영을 이용하여 2mm 단위로 촬영된 영상 70장을 이용하여, 0.64mm의 등간격을 갖도록 선형 보간을 수행하여 얻은 218 장의 데이터에서 기관과 기관지를 분할한 결과로 그림 7-(a)와 같이 기관-기관지 분기가 나타나는 경우나, 그림 7-(b)와 같이 경계가 불명확하거나, 나타나지 않아서 새나감이 발생한 경우에도 비교적 정확한 분할 결과를 얻을 수 있었다. 총 분할에 걸린 시간은 5.292초 였다.

그림 8은 분할된 결과 3차원으로 재구성한 그림이다. 그림에서 8-(a)는 그림 7에 보인 분할 결과를 이용하여 3차원 재구성한 결과이고, 그림 8-(b)는 질병으로 인하여 한쪽 기관지

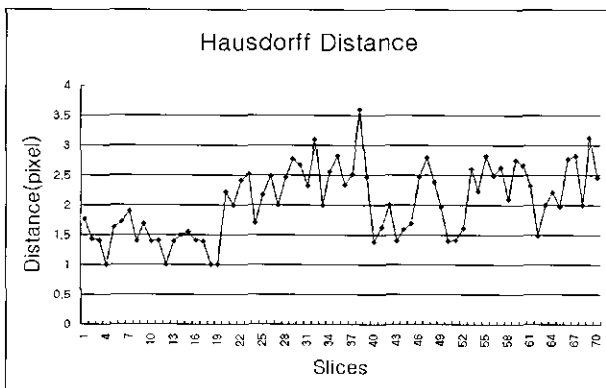


그림 6. 수동 분할 결과와의 Hausdorff distance 측정치  
Fig. 6. Hausdorff distance between manual segmentation and the proposed method

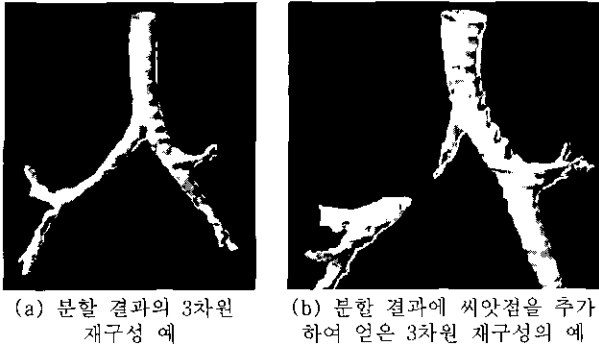


그림 8. 분할 결과의 3차원 가시화

Fig. 8. 3D visualization of segmentation results

의 일부가 막힌 영상이다. 이와 같이 분할 결과에서 일부분이 분할 되지 않는 경우, 일반적인 분할 방법은 이러한 부분들을 분할할 수 없거나, 분할하더라도 전체 영역을 다시 분할해야 하는 경우가 많다. 그러나, 제안하는 방법에서는 초기 씨앗점을 여러개 주거나, 경우에 따라서는 분할 결과가 나온 이후에 씨앗점을 추가하여, 원 분할 데이터를 유지한 상태에서 다른 부분을 분할할 수 있으므로, 결과를 확인하면서 분할의 오류나 추가적인 분할이 가능하다. 그림에서는 분할후, 사용자가 1개의 씨앗점을 추가하여 분할을 수행한 결과이다.

## 결 론

본 논문에서는 기관지처럼 튜브 형태의 기관들을 새나가지 않고 효과적으로 분할하기 위해서 슬라이스 기반의 3차원 영역 성장법을 개발하고, 전산화 단층 촬영으로 얻은 기관지 영상에서 기관지를 분할하고, 3차원 재구성 영상을 통하여 제안된 방법의 정확성과 효율성을 검증하였다. 제안된 방법은 튜브가 몇 개의 가지로 분기가 되는 경우나, 그 중심축이 고차원의 곡선으로 나타나는 경우에도 성공적으로 분할할 수 있기 때문에, 뇌혈관 같이 복잡한 구조를 갖는 튜브 형태의 기관에서도 적용이 가능할 것이다. 또한, 빠른 수행속도를 가지고 있기 때문에, 가상 기관지 내시경이나 가상 혈관 내시경을 구현하여 임상에서 사용할 수 있다. 향후 연구 계획으로 새나가는 슬라이스에서 현재 사용하고 있는 AND조합을 이용한 분할 방법보다 정확한 영역을 분할할 수 있는 방법으로서의 스네이크 방법을 혼합하는 방법에 관하여 연구 중에 있다.

## 참 고 문 헌

1. K. Ramaswamy and W. E. Higgins, "Interactive Navigation inside 3D radiological Images," Proceedings BioMedical Visualization, IEEE Visualization, pp. 33-40, October, 1995
2. R.C. Gonzalez and R.E. Woods, Digital Image Processing, Addison-Wesley Publishing Company, pp.443-

458, September, 1993

3. K.H. Höhne and W. A. Hanson, "Interactive 3D Segmentation of MRI and CT Volumes using Morphological Operations", Journal of Computer Assisted Tomography, Vol. 16, No. 2, pp. 285-294, March, 1992
4. J. Sijbers, P. Scheunders, M. Verhoye, A.V.D. Linden, D.V. Dyak, and E. Raman, "Watershed based Segmentation of 3D MR Data for Volume Quantization," Magnetic Resonance Imaging, Vol. 15, No. 6, pp.679-688, 1997
5. A. Ghanei, H. Soltanian-Zadeh, and J.P. Windham, "A 3D deformable surface model for segmentation of objects from volumetric data in medical images," Computers in Biology and Medicine Vol. 28, pp.239-253, 1998
6. P. Clarysse, D. Friboulet, and I.E. Magnin, "Tracking Geometrical Descriptors on 3-D Deformable Surfaces: Application to the Left-Ventricular Surface of the Heart," IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 16, No. 4, pp. 392-404, August 1997
7. R. Malladi, J.A. Sethian, and B.C. Vemuri, "Shape Modeling with Front Propagation: A Level Set Approach," IEEE Transactions on Medical Imaging Vol. 17, No. 2, pp. 158-174, February, 1995
8. M.E. Leventon, W. Eric, L. Grimson, and O. Faugeras, "Statistical Shape Influence in Geodesic Active Contours," Computer Vision and Pattern Recognition, pp. 316-323, May, 2000
9. S. Wan, E.L. Ritman, and W.E. Higgins, "Extraction and Analysis of Large Vascular Networks in 3D Micro-CT Images," SPIE Proceedings Vol. 3660, pp 322-334, 1999
10. S. Ko, J. Yi, J. Lim, and J. B. Ra, "3D Medical Image Segmentation Using Region-Growing Based Tracking," J. Bioned. Eng. Res., Vol. 21, No. 3, pp. 239-246, 2000
11. V. Chalana and Y. Kim, "A Methodology for Evaluation of Boundary Detection Algorithms on Medical Images," IEEE Transactions On Medical Imaging, Vol. 16, No. 5, October, 1997
12. R. Adams and L. Bischof, "Seed Region Growing," IEEE Transactions On Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 16, No. 6, pp. 641-647, June, 1994
13. M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snake: Active Contour Models," International Journal of Computer Vision, Vol. 1, no. 3, pp. 312-331, 1988