기도에 대한 EBCT 영상에서의 내벽 윤곽선 자동검출

김명남[†] · 조진호[††]

요 약

본 논문에서는 호흡에 의하여 변화하는 기도 내부 영역의 형태학적인 정보를 반영할 수 있는 EBCT를 이용한 영상 획득 기법과 이 기법을 이용하여 획득한 단층 영상으로부터 기도 내벽의 윤곽선을 자동적으로 검출하는 방법을 제안하였다. 기도의 각 준위에 대한 영상데이터들을 적용한 컴퓨터 시뮬레이션 결과들을 통하여 제안한 방법이 효과적으로 기도의 윤곽선을 검출함을 확인하였으며 시간적 변화에 따른 기도 내벽의 단면적인 변화를 볼 수 있었다. 따라서, 제안한 방법이 임상에서의 정량적 평가에 활용할 수 있을 것으로 판단된다.

The Automatic Detection of Inner Boundary on EBCT Images for Airway

Myoung Nam Kim[†] and Jin Ho Cho[††]

ABSTRACT

In this paper, we proposed image acquisition techniques that can reflect anatomical airway information for breath change by EBCT. Also, we proposed new method to detect automatically boundary of inner airway for acquired slice images using this image acquisition technology. We confirmed that new method detects boundary of inner airway effectively through computer simulation that apply image data about each slice position of airway. And, we could see change for cross section area of inner airway by time change. Therefore, we think that proposed method can utilize on quantitative analysis in clinical field.

Key words: image acquisition techniques, EBCT, inner airway, slice position, boundary

1. 서 론

코골이(snoring)는 신체적으로나 사회적으로 왕성한 활동을 하고 있는 다수의 성인들이 지닌 대표적인 질환이며 폐색적인 수면 무호흡(OSA, obstructive sleep apnea)을 갖는 거의 모든 환자들은 코를 골고 있기 때문에 코골이 환자들의 대부분은 폐색적인 수면 무호흡 증상을 동반한다.[1]

구강인두(oropharynx), 즉 기도의 단면은 사람의 호흡주기에 따라 리듬적인 변화를 보이며 기도가 좁아짐으로써 코골이가 발생하게 되며 더욱 좁아지면 감호흡(hypopnea)상태가 되고 최종적으로는 무호흡(sleep apnea)상태가 된다. 따라서 수면 무호흡 증상은 기도의 단면에 대한 동적 변화와 큰 관련성을 갖기 때문에 이들 변화에 대하여 정확한 측정과 분석이 필요하다.[2,3] 폐색적인 수면 무호흡증이나 감호흡이 있거나 혹은 없는 코골이 환자에 대한 기도의 동적 변화(dynamic variation)를 평가하기 위해서는 먼저, 기도의 동적 변화를 반영할 수 있는 단층 영상을 획득하고 이 영상들에서 기도내벽의 윤곽선을 검출하여야 하며 검출한 윤곽선 정보를 이용하여 구강인두의 동적 평가에 유용한 변수들을 도출하여 분석하여야 한다. 기존 대부분의 연구들에서는 나선형CT

이 연구는 2000년도 경북대학교병원 의학연구소 연구비의 지원으로 이루어졌음.
접수일 : 2003년 3월 4일, 완료일 : 2003년 4월 9일
[†] 정회원, 경북대학교 의과대학 의공학교실 부교수
[††] 정회원, 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수, 경북대학교 의과대학 의공학교실 주임교수

혹은 초고속CT 등을 사용하여 동적인 기도의 단층 영상데이터를 획득하였으며 획득한 영상에 대하여 임상의가 수동적인 조작과 초보적인 도구를 이용하여 윤곽선을 검출하였다.[4-6] 그러나 이러한 경우에는 윤곽선 검출시 조작자의 주관적인 성향이 개입되어 그 결과에 있어서 사람들간의 오차가 발생하고 동일인이 시행하였다 하더라도 시도에 따라 오차가 발생할 수 있다. 그러므로 수동적인 방법은 검사의 일관성과 재현성에 문제가 있으며 또한, 많은 시간적 소모적인 작업을 초래한다.[7-10] 따라서 이러한 문제점들을 회피하기 위해서는 기도내벽의 윤곽선을 객관적이며 자동적으로 검출하는 기법을 개발할 필요가 있다. 이러한 기법이 개발된다면 기도의 동적 변화에 대한 분석에 큰 도움을 주어 수면시 호흡장애를 임상적으로 평가하는데 유용하게 이용될 것이다.

따라서 본 논문에서는 호흡에 의하여 변화하는 기도 내부 영역의 형태학적인 정보를 반영할 수 있는 EBCT(electron beam computerized tomography)를 이용한 영상 획득 기법과 이 기법을 이용하여 획득한 단층 영상으로부터 기도내벽의 윤곽선을 객관적이며 자동적으로 검출하는 방법을 제안하였다. 제안한 방법에서는 먼저, 기도의 해부학적 구조와 EBCT의 영상화 모드들의 특성을 고려하여 제안한 영상 획득 방법을 이용하여 전체 기도의 8개 준위(slice position)에 대한 영상 데이터를 획득하였다. 그런 다음, 각각의 영상에서 기도를 포함하는 관심영역 추출과 이 관심영역에 존재할 수 있는 잡음을 감소시키는 전처리 과정을 수행한 다음, 각 준위의 영상들에 대하여 제안한 방법을 통하여 각 준위에서의 기도의 초기 위치를 결정하였다. 그리고 기도의 초기 위치를 중심으로 하는 영역에 대한 최적 문턱치를 구한 다음, 초기 위치와 최적 문턱치를 이용하여 기도 내벽의 윤곽선을 검출하였다. 마지막으로 해부학적인 구조로 인해 왜곡될 수 있는 기도 영역의 윤곽선들에 대하여 제안한 보정방법을 이용하여 새로운 윤곽선을 추정하였다. 기도의 각 준위에 대한 영상데이터들을 적용한 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 제안한 방법이 효과적으로 기도의 윤곽선을 검출함을 확인하였으며 기도의 단면적인 변화를 볼 수 있었다. 따라서, 향후 임상적 평가에 활용될 가능성을 보였다.

2. EBCT 촬영모드와 영상 획득 방식 확립

회전 x선관을 이용하는 일반적인 CT와는 달리 EBCT 스캐너는 전자총에서 생성된 전자빔을 환자를 둘러싸고 있는 반원형의 표적 환(target ring)의 내부를 스위프함으로써 x선을 발생시켜 영상을 구성한다. EBCT의 촬영 모드는 크게 single-slice 방식과 multi-slice 방식으로 구분되는데, single-slice 방식에는 CVS(continuous volume scanning) 모드와 SVS(step volume scanning) 모드가 있고 multi-slice 방식에는 cine 모드와 flow 모드가 있다.[11]

single-slice 방식의 SVS 모드와 CVS 모드는 고해상도의 영상을 획득할 수 있음에도 불구하고 영상 획득 시간이 많이 소요되어 기도의 면적 및 체적의 변화를 정확히 계측할 수 있어야 하는 본 논문에 필요한 시간적 해상도를 갖는 단면 영상을 획득하기가 어려웠다. multi-slice 방식 중에서 flow 모드는 순차적으로 8개 준위의 영상들을 모두 얻은 다음 다시 8개 준위의 영상을 얻는 방법으로 최대 20회까지의 반복 촬영을 할 수 있고 촬영 간격은 최소 0.5초에서부터 임의로 결정할 수 있기 때문에 촬영 간격을 적절히 조절하여 반복촬영을 할 경우 유용하였다. 동적인 기도의 영상화를 위하여 환자들의 호흡시 흉부와 복부의 움직임을 관찰함으로써 호흡주기를 관찰하였고 최소한 한번의 호흡주기동안 경구개(hard palate)레벨부터 하인두(hypopharynx: 인두후두부)까지 영상을 획득할 수 있는 방법을 고려하였다. 이상과 같이 EBCT의 각 촬영 모드들의 특성과 영상획득 조건을 고려한 결과, 동적인 기도의 영상화에는 multi-slice 방식의 flow 모드가 가장 최적한 것으로 판단되었으며 본 논문의 모든 영상 획득과정에서 이 모드를 적용하였으며 각 시점에서 기도의 구조적인 형태를 8개의 단면으로 나누어 영상 군을 획득하고 각 영상 군의 0.5초의 시간적 해상도로 20회 반복하여 수행하였다. 그림 1은 본 논문에서 획득한 영상의 구조를 나타낸 것이다.

기도는 비인두(nasopharynx)에서 성문(glottis)까지 다수의 해부학적 레벨로 나누어질 수 있으며 이때, 경구개(hard palate), 상악치(maxillary teeth), 하악치(mandibular teeth), 설골(hyoid) 등이 경계표(landmark)로 사용될 수 있다. 이러한 경계표를 이용하여 촬영된 영상들과 경계표에 따른 해부학적인 구조와 비교 분석하였고 해부학적인 구조의 영상화에 따른 변화를 파악하였다. 그림 2는 본 논문에서 설정한 기도에 대한 준위를 도식으로 나타낸 것이며 모든 피험자에게 동일하게 적용하였다.

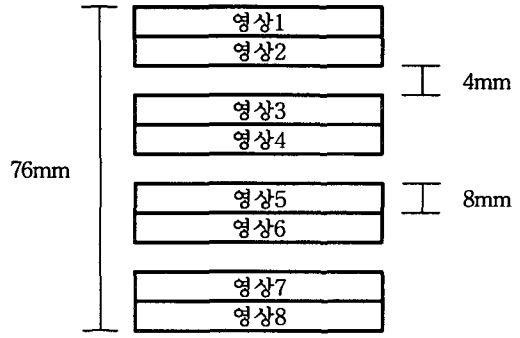


그림 1. multi-slice mode에서의 영상 두께 및 촬영 거리

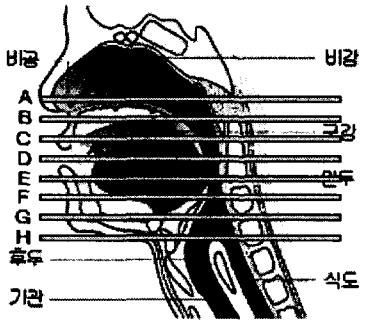


그림 2. 본 논문에서 적용한 기도의 영상 획득 준위

3. 기도 내벽의 윤곽선 검출

3.1 기도의 초기 영역 검출

첫 번째 절차는 전체적인 기도의 위치를 측정하는 것으로써 이러한 절차는 서로 다른 준위에서 획득된 영상들에서 기도의 공간적 위치와 형태에 의존한다. 기도를 검출하기 위한 절차의 첫 번째로 영상의 잡음과 크기를 줄이는 전처리 과정을 수행하였으며 두 번째로 각 준위에서의 기도의 초기 위치를 검출하였다.

3.1.1 전처리

영상 분할의 초기 과정으로서 각 영상에 대하여 중심부를 기준으로 절반 크기의 관심영역을 추출하였다. 획득된 영상은 256×256 화소를 가지기 때문에 이 과정을 거쳐 128×128 화소의 영상을 추출하였다. 이러한 추출 결과는 초기 위치 검출을 방해할 수 있는 외부 구조의 일부를 제거할 수 있으며 영상의 크기를 반으로 줄임으로써 처리시간을 4배 단축할 수 있는 장점을 가진다. 이러한 추출은 영상화 과정에서 EBCT 조작자가 영상의 가운데 부분에 목 부위가 위치하도록 촬영하고 따라서 획득한 영상의 경계부분에서는 기도가 위치할 확률이 적다는 가정 하에서 매우 효과적인 방법이다. 그림 3에서는 영상 추출 과정의 예를 보였다.

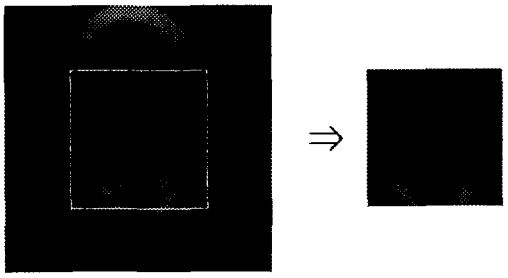


그림 3. 영상 추출 과정

획득된 기도 영상에는 기류의 변화와 호흡에 따른 움직임 및 주변의 인접한 조직의 영향 등이 모두 반영되어 있다. 이로 인한 각종 잡음들은 기도의 내부 영역 검출의 능력을 저하시키며 나아가 정확한 영역 경계선 도출이 불가능하게 할 수 있다. 특히, 초기 위치 검출 단계에 이러한 영상의 잡음으로 인하여 정확하지 않은 결과를 초래함으로써 전체 성능에 나쁜 영향을 줄 수 있기 때문에 이를 배제하기 위하여 추출된 128×128 화소의 영상에 저역 통과 공간 필터링을 수행하였다. 본 연구에서 사용한 저역 통과 공간 필터는 그림 4에서 보여진 3×3 크기를 가지며 중앙의 계수는 2이고 나머지 계수들은 1의 값을 갖는 마스크 형태이다. 그러나 이 경우 필터의 응답이 9개의 화소들에 대한 명암과 마스크의 계수들의 곱을 합한 것이 되기 때문에 유용한 명암도의 범위를 벗어날 수 있다. 따라서 응답을 마스크의 계수들의 합인 10으로 나누어줌으로써 이를 해소한다.

$$0.1\times\begin{bmatrix}1&1&1\\1&2&1\\1&1&1\end{bmatrix}$$

그림 4. 저역 통과 공간 필터

3.1.2 기도의 초기 위치 검출

기도 영역을 자동적으로 검출하기 위해서는 먼저,

각 준위에서 기도의 위치를 근사적으로 설정할 필요가 있다. 이러한 초기 위치는 정확한 영역 검출시의 시드 위치가 될 수 있으며 계산상의 부담이 감소하여 속도를 증가시킬 수 있다. 본 논문에서 제안한 초기 위치 검출 방법의 순서도를 그림 5에서 보였다. 먼저, 앞서 추출한 128×128 화소의 모든 영상을 이진화하여 이진 영상을 얻는다. 방사선 영상 장치에서 공기에 대응하는 밝기는 -900 HU에서 -800 HU의 정도로 알려져 있기 때문에 본 과정에서는 문턱치를 -900 HU로 설정하였으며 이진 영상의 값으로는 문턱치 이상은 0으로 문턱치 이하는 1로 하였다. 이 과정의 결과물로서 8개의 준위 및 20개의 연속 시간 축에 해당되는 이진 영상 160장이 도출된다. 그런 다음, 각 준위의 시간 축에 해당하는 20장의 영상들을 합하여 각 준위의 시간에 따른 변화 정보를 반영하는 변화 영상을 구성한다. 이 영상들에서는 시간에 따라 변화하는 영역은 변화의 정도에 따라 0에서 20 사이의 회색레벨 값을 가질 것이며 변화가 없는 영역에서는 0 또는 20의 값을 유지할 것이다. 이러한 변화의 정도를 반영한 영상에서 기도 내부의 중심 영역이

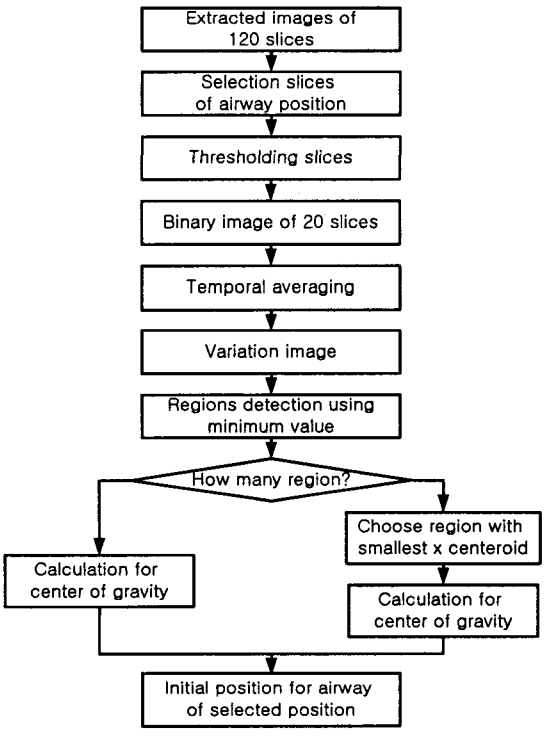


그림 5. 제안한 기도의 초기 위치 검출 방법의 순서도

거의 변화가 없다면 0의 값을 가진다. 변화 영상에 대하여 최대 값을 기준으로 문턱화하여 몇 개의 영역을 갖는 영상으로 변환하고 이들 중에서 면적이 큰 영역을 2개까지만 선정한다. 만약, 영역이 1개만 존재할 경우에는 이 영역의 무게 중심을 계산하여 각 준위에 대한 초기 기도 위치로 결정하고, 2개의 영역이 존재할 경우에는 y축 좌표 상으로 중앙에 있고 x축 좌표 상으로 위쪽에 있는 영역에 대하여 무게 중심을 계산하여 각 준위에 대한 초기 위치로 결정한다. 영상에서 1개의 영역이 존재할 경우에는 이 영역은 기도이지만, 2개의 영역이 존재할 경우는 위쪽의 영역은 기도이나, 다른 영역은 식도 혹은 다른 해부학적 구조에 따른 부위이기 때문에 이를 고려하지 않아야 한다.

3.2 기도 내벽 윤곽선의 검출

3.2.1 윤곽선 검출

앞 단계에서의 변화 영상에서 기도 영역은 시간 변화 영상이기 때문에 실제의 기도 영역과는 차이를 보이지만, 시간의 변화에 따른 기도의 변화를 반영하고, 전 시간영역에 통하여 각 화소가 기도 내부 영역이 되는 가능성을 보여준다. 따라서, 이러한 가능성이 가장 높은 기도의 초기 위치를 기준으로 하여 기도의 윤곽선을 검출하였다. 먼저, 각 준위의 초기 위치 좌표를 기준으로 각 준위의 영상들에 대하여 관심 영역인 64×64 크기의 영역을 추출하여 윤곽선 결정 과정에 이용하였다. 이는 기도 영역 검출을 위하여 영역 확장을 수행할 때 적용하기 위한 최적 문턱치 계산의 오류를 감소시키고자 하였다. 또한 부가적인 효과로는 처리 대상인 영상의 크기를 1/4로 줄임으로써 처리시간을 16배 단축할 수 있는 장점을 가진다. 두 번째로 기도 영상이 기도 내부와 기도 외부의 주로 2가지 밝기 영역만을 가지고 있다는 가정 하에서 관심 영역에 대하여 최적 문턱치 계산 알고리듬[12]을 적용하여 영역 확장에 필요한 문턱치를 결정하 였다.

최적 문턱치 분할 방식은 문턱치의 통계적 선택을 통해 자동으로 영상을 배경과 물체로 분할할 수 있다. 많은 다른 문턱치 방식들과 같이 이 방법도 영상 밝기의 히스토그램에 의존적이지만 영상의 사전적 지식이 필요하지 않으며 안정적이고 수행이 간단하

기 때문에 본 논문에서는 이를 이용하였다. 먼저, EBCT 영상에서 선정한 관심영역에 대하여 히스토그램을 구한다. n은 회색레벨 i를 갖는 화소의 개수, N을 전체 영상의 화소 개수라 하면 일반화된 히스토그램의 각 값 p_i는 $(n \times i)/N$이다. 이때 만약 문턱치 k값에 의해 기도와 나머지 부분으로 분할되어 진다면, 8bits의 회색레벨을 갖는 영상의 경우에는 이 두 부분의 관계 빈도를 w_0와 w_1이라 하고 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$w_0 = \sum_{i=0}^{k} p_i \tag{1}$$

$$w_1 = \sum_{i=k+1}^{255} p_i \quad (0 \le i \le 255) \tag{2}$$

이 각 부분의 평균값은

$$\mu_0 = \frac{1}{w_0} \sum_{i=0}^{k} i\, p_i \tag{3}$$

$$\mu_1 = \frac{1}{w_1} \sum_{i=k+1}^{255} i\, p_i \tag{4}$$

이고. 부분 분산 사이의 관계 값 σ_B^2는

$$\sigma_B^2 = w_0\, w_1 (\mu_1 - \mu_0)^2 \tag{5}$$

이며 최적 문턱치 결정의 기준값 η은

$$\eta = \frac{\sigma_B^2}{\sigma_T^2} \tag{6}$$

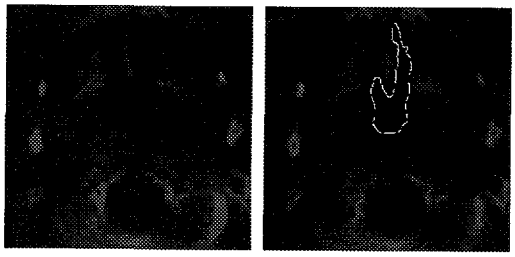
이다. 여기서, σ_T^2는 전체 분산이다. 이러한 방법으로 모든 가능한 문턱치들에 대하여 기준 값을 구하고 이들 중에서 최대가 되는 값이 최적 문턱치로 선정하였다.

마지막으로 각 준위의 전체 20개의 영상에 대하여 선정된 최적 문턱치를 이용하여 영역 확장을 수행하여 기도 영역을 분할하였다. 이때 앞 단계에서 결정된 각 준위에 대한 기도 내부 영역의 초기 위치 좌표를 출발점으로 하였다. 그리고 분할된 영상의 경계 부분을 검출하여 기도 내벽의 윤곽선으로 결정하였다.

3.2.2 윤곽선 보정

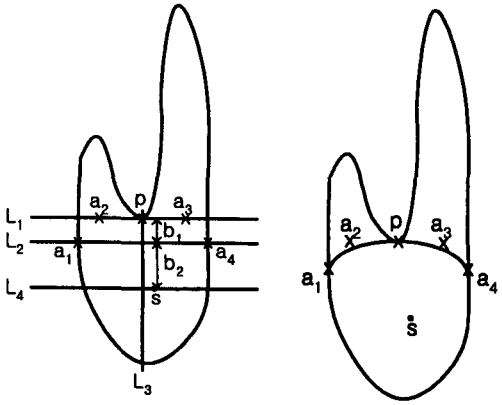
대부분의 영상의 경우에는 윤곽선 검출과정을 통하여 기도 내벽의 윤곽선 검출은 성공적으로 이루어진다. 그러나, 어떤 준위의 단면 영상에서는 구강과 비강의 해부학적 구조로 인하여 기도로 분류되지 말아야 하는 영역들까지도 기도 내부의 영역으로 판단되는 경우가 발생한다.

그림 6의 (a)는 그림 2의 A준위에 해당되는 단면 영상으로서 이 준위에서는 기도와 비강의 연결을 갖는 해부학적인 구조로 인하여 획득한 모든 피험자의 영상에서 항상 유사한 형태를 갖는다. 따라서, 이는 기도 검출에 장애가 될 수 있으며 이 영상에 대하여 앞 절까지의 윤곽선 검출과정을 수행한 결과를 그림 6의 (b)에서 보였다. 그림 6의 (b)를 보면 기도의 분석과 관련되지 않는 영역도 포함하여 윤곽선 검출이 수행되었음을 알 수 있다. 따라서 기도 분석과 관련성이 적은 영역을 배제하기 위하여 해부학적인 형태에 근거한 윤곽선 보정 방법을 제안하였다. 비강을 포함하는 EBCT영상의 기도의 부분의 보정은 다음과 같다. 영상에서 앞 절에서의 최적 문턱치를 이용하여 결정된 기도 영역에 대하여 수평선의 프로파일을 위에서 아래로 탐색하면서 골이 없어지기 직전의 좌표를 찾는다. 즉, 그림 7의 (a) 점 P를 찾는다. 점



(a) (b)

그림 6. 그림 2의 A준위에 해당되는 단면 영상의 예



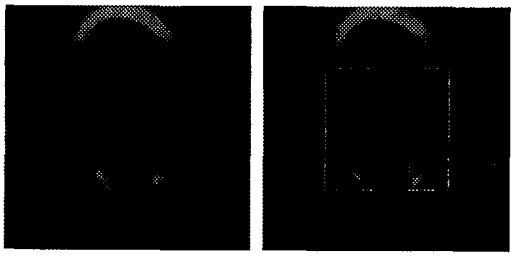
(a) (b)

그림 7. 윤곽선 보정과 관련된 (a) 각 점들의 위치와 (b) 보정 곡선

P를 기준으로 수직선 l_3을 설정하고 점 P와 무게중심 S의 y축 수평선 l_1과 l_4를 설정한 다음, l_1에서 l_4사이에 1/3지점의 직선 l_2를 설정한다. 즉, 거리 b1이 거리 b2의 절반이 되는 위치에서 수평선 l_2를 설정한다. 그런 다음, 기도 영역의 윤곽선과 수평선 l_2의 교차점 a_1과 a_4를 구하고, l_1상의 점 P를 기준으로 왼쪽과 오른쪽 3/2지점에 두 점 a_2와 a_3을 구한다. 그리고 a_1과 a_4를 시작점과 끝점으로 설정하고 a_2와 a_3의 탄성을 가지는 보정 곡선을 그린다. 그림 7의 (b)는 이러한 과정을 통하여 결정된 보정 곡선을 보여주며 이 곡선을 새로운 기도 내벽의 윤곽선으로 결정하였다.

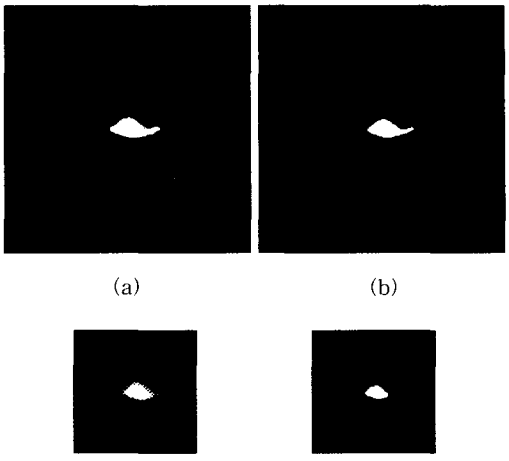
4. 실험 및 결과

기도 영역의 윤곽선을 검출하기 위한 데이터는 Imatron, Inc.사의 EBCT영상장비로부터 multi-slice 방식의 flow 모드를 이용하여 10초간 획득하였다. 건강한 사람에 대하여 자율적인 호흡 상태에서 256×256화소 12비트로 양자화된 160장의 영상들을 획득하였으며 준위 H에서 획득된 영상들 중에서 하나를 그림 8의 (a)에서 보였다. 각 준위의 영상들에 대한 실험 과정은 동일하기 때문에 본 논문에서는 8개의 준위들 중에서 H 준위의 영상들에 대한 결과들을 위주로 서술하였다. 그림 8의 (b)는 그림 8의 (a)에서 처리 시간을 줄이고 초기 위치 검출을 혼동시킬 수 있는 외부 구조의 일부를 제거하기 위하여 추출한 128×128 영역을 도시한 영상이다. 총 20개의 시간 축 영상들 중에서 첫 번째와 아홉 번째 영상에 대하여 상기의 추출과정과 저역 통과 공간 필터링을 수행한 다음, 문턱치를 -900 HU로 설정하여 이진화한 결과를 그림 9의 (a)와 (b)에서 보였다. 이 결과는 향후 정확한 초기위치를 설정하기 위한 근사적인 기



(a) (b)

그림 8. (a) 준위 H에서 획득한 원 영상과 (b) 추출영역의 표시



(a) (b) (c) (d)

그림 9. 기도의 초기 위치 검출 과정 (a) 첫 번째 원 영상의 이진 영상, (b) 아홉 번째 원 영상의 이진 영상, (c) 변화 영상, (d) 변화 영상의 이진 영상

도 내부 영역을 표현한 것이지만, 두 영상을 비교해 보면 시간적 변화에 따라 기도 내부의 영역의 형태와 크기가 변화하고 있음도 알 수 있다. 또한, 저역 통과 공간 필터링을 수행하였기 때문에 기도 내부 영역 이외의 부분에서도 잡음에 의한 영향이 거의 발생하지 않았다.

각 준위의 시간 축에 해당하는 20장의 이진 영상을 합하여 구성한 변화 영상을 그림 9의 (c)에 보였다. 그림 9의 (c)는 영상의 밝기를 정규화하기 위하여 변화 영상에 가중치(12.75)를 곱하여 최대 밝기가 255가 되도록 한 영상이다. 시간에 따라 움직이는 기도의 내벽의 주변 영역에서는 움직임의 정도에 따라 밝기가 변화하고 있음을 볼 수 있으며 그 외의 영역에서는 밝기가 일정함을 알 수 있다. 이 변화 영상에 대하여 최대 값을 기준으로 문턱화하여 얻은 이진 영상을 그림 9의 (d)에 보였으며 여기서 밝은 영역은 시간적 변화에 상관없이 거의 확실한 기도의 내부 영역으로 판단할 수 있다.

그림 10의 (a)는 그림 9의 (d)의 이진 영상에서 기도 내부 영역의 무게 중심을 계산하여 결정한 기도의 초기 위치를 표시하였으며 그림 10의 (b)는 최적 문턱치를 계산하기 위하여 초기 위치를 기준으로 관심 영역인 64×64 크기의 영역을 나타낸 영상이다. 초기 중심이 기도 내부의 중앙에 위치함을 알 수 있으며 이로 인해 대부분의 기도 영역이 관심 영역 내부에 포함되고 있음을 볼 수 있다. 한편, 내부기도 영역으

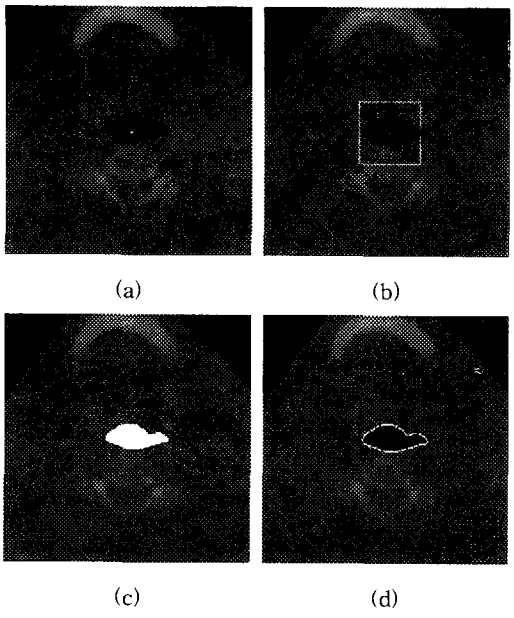


그림 10. 기도 내벽의 윤곽선 검출 과정 (a) 결정된 기도의 초기 위치, (b) 최적 문턱치 계산을 위한 관심 영역, (c) 영역 확장의 결과, (d) 기도 내벽의 윤곽선

로 판단되는 일부분이 관심 영역의 외부에 존재하지만 이는 최적 문턱치 계산에 거의 영향을 주지 않으며 이 문턱치를 기준으로 하는 최종적인 기도 영역의 분할이 관심 영역 내부가 아닌 전 영역에 대하여 수행되기 때문에 문제가 발생하지는 않는다. 원 영상에 대하여 기도의 초기 위치를 시작점으로 하고 선정된 최적 문턱치를 영역 결정 기준으로 하여 영역 확장을 수행하여 분할한 기도 영역의 영상을 그림 10의 (c)에서 보였으며 분할 결과 영상의 경계 부분을 검출하여 결정한 기도 내부의 윤곽선을 그림 10의 (d)에서 보였다. 기도의 단면 영상들 중에서 구강과 비강의 해부학적 구조로 인하여 기도로 분류되지 말아야 하는 영역들까지도 기도 내부의 영역으로 분할되는 경우가 발생한다. 그림 11의 (a)는 그림 2의 A준위에 해당되는 단면 영상으로서 기도와 비강이 연결되어 기도 검출에 장애가 될 수 있음을 알 수 있으며 제안한 방법으로 윤곽선 검출한 결과를 그림 11의 (b)에서 보였다. 그림 11의 (b)를 보면 기도의 분석과 관련되지 않는 영역도 포함하여 윤곽선이 검출되었음을 볼 수 있다. 그림 11의 (c)는 기도의 기본적인 형태에 근거하여 제안한 윤곽선 보정 방법에 의하여 결정된 각각의 위치를 영상에 표시한 것이며 그림 11의 (d)는 제안한 윤곽선 보정을 수행한 결과 영상이다.

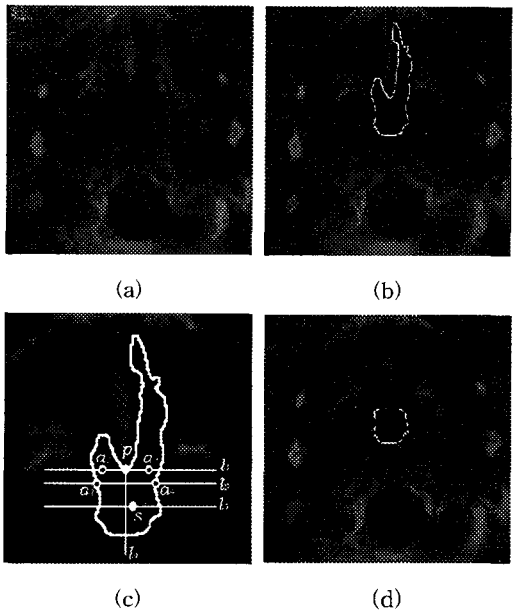


그림 11. 윤곽선 보정 과정 (a) A준위에 해당되는 단면 영상, (b) 윤곽선 검출 오류, (c) 윤곽선 보정과 관련된 각 점들의 위치, (d) 보정된 윤곽선

그림 12는 그림 2의 H 준위 영상들 중에서 시간적으로 3초 동안 연속하는 6장의 실험 결과를 보여주고 있다. 이 결과에서 좌측 상단에서 우측 하단까지 시간적 변화에 따라 기도의 단면적이 변화하고 있음을 확인 할 수 있으며 획득한 전체 영상의 결과를 분석한 결과 이 피험자는 영상 획득시 약 3초의 호흡 주기를 가지고 있었음을 알 수 있었다. 또한 기도의 동적인 변화에도 제안한 방법이 효과적으로 기도의 윤곽선을 검출할 수 있음을 확인할 수 있다. 고정된 시간에서 8개 준위의 영상들에 대한 실험 결과를 그림 13에서 보였다. 각 준위에서 기도의 해부학적 구조와

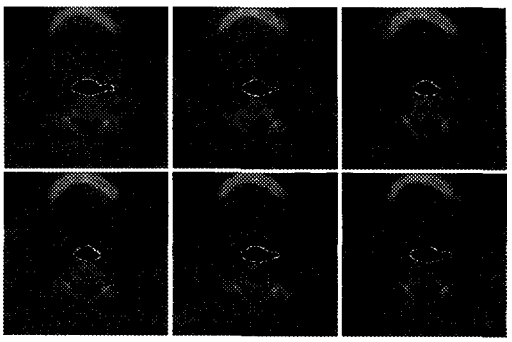


그림 12. H 준위 영상들 중에서 시간적으로 연속하는 6장의 실험 결과

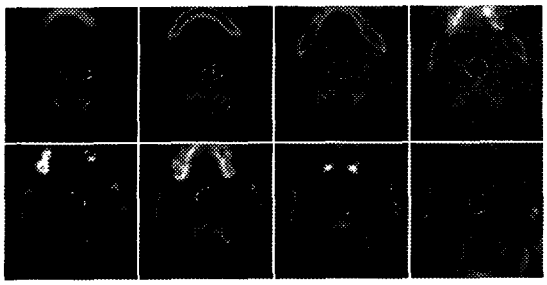


그림 13. 고정된 시간에서 8개 준위의 영상들에 대한 실험 결과.

위치에 대한 상관성이 낮지만 제안한 방법이 기도 내벽을 대부분 잘 검출하였으며 우측 하단의 기도와 관련성이 없는 영역이 인접한 경우에도 윤곽선이 효과적으로 보정되었다.

5. 결 론

본 논문에서는 기도에 대한 해부학적 구조의 분석과 EBCT의 영상화 모드들의 특성을 고려하여 영상 획득 방법을 제안하였고 이를 이용하여 기도의 동적인 변화를 효과적으로 반영하는 전체 기도의 영상 데이터를 획득할 수 있었다. 그리고 획득한 영상 데이터들에 대하여 전처리와 기도의 초기 위치 및 최적 문턱치 결정 등의 과정을 통하여 기도 내벽의 윤곽선을 검출할 수 있었다. 또한, 해부학적인 구조로 인하여 왜곡되는 상위 준위의 기도 영역에 대한 윤곽선들을 보정함으로써 전체적으로 안정한 윤곽선을 추정할 수 있었다. 기도의 다양한 영상데이터들을 이용하여 제안한 방법에 대한 컴퓨터 시뮬레이션 결과 효과적으로 기도의 내벽 윤곽선이 검출되는 것을 확인할 수 있었으며 검출된 결과를 관찰하여 기도 내벽의 단면적인 변화를 확인하였다. 따라서, 제안된 방법이 기도의 동적 변화를 고려하는 임상적 평가에 활용될 수 있을 것으로 보이며 앞으로 검출된 기도 내벽의 윤곽선으로부터 3차원의 동적 영상화와 시공간적인 다양한 변수들을 추출하여 임상적 현상과의 연관성을 규명하는 연구를 진행하여 임상에서의 실용적인 진단 도구를 개발할 예정이다.

참 고 문 헌

[1] E.A. Phillipson, "Sleep apnea a major public health problem," *N. Engl. J. Med.*, vol. 328, pp. 1271-1273, 1993.

[2] T.D. Bradley, et al, "Pharyngeal size in snorers, nonsnorers, and patients with obstructive sleep apnea," *N. Engl. J. Med.* vol. 315 pp. 1327-1331, 1986.

[3] J.L. Pepin, et al, "Obstructive sleep apnea syndrome: Hooked appearence of the soft palate in awake patients-cephalometric and CT Findings," *Head & Neck Imaging*, vol. 210, pp. 163-170, 1999.

[4] R.E. Stephen, et al, "Cine CT demonstration of nonfixed upper airway obstruction," *AJR*, vol. 146, pp. 669-677, 1986.

[5] M.G. Stein, et al, "Cine CT in obstructive sleep apnea," *AJR*, vol. 148, pp. 1069-1074, 1987.

[6] J.R. Galvin, et al, "Obstructive sleep apnea: diagnosis with ultrafast CT," *Radiology*, vol. 171, pp. 775-778, 1989.

[7] C.H. Chu, E.J. Delp, and A.J. Buda, "Detecting left ventricular endocardial and epicardial boundaries by digital two-dimensional echocardiography," *IEEE Trans. on Med. Imaging*, vol. 7, pp. 81-90, June 1988.

[8] J.H. Cho and M.N. Kim, "Automatic detection of left ventricular contour using Hough transform with weighted model from 2D echocardiogram," *Proc. SICE*, pp. 997-1002, July 1994.

[9] F. Chabat, X.P. Hu, D.M. Hansell, and G.Z. Yang, "ERS transform for the automated detection of bronchial abnormalities on CT of the lung," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 20, no. 9, pp. 942-952, Sept. 2001

[10] R. Valdes, O. Y. Suarez, and V. Medina, "Trachea segmentation in CT images using active contours," *Proc. Annual EMBS International Conference*, pp. 23-28, July 2000.

[11] Kalender W., et al, "Measurement of pulmonary parenchymal attenuation: use of spirometric gating with quantitative CT," *Radi-*

ology vol. 175, pp. 265-268, 1990.

[12] N. Otsu, "A threshold selection method from gray-level histogram," *IEEE Trans. on Systems Man and Cybernetics* SMC-9, pp. 62-66, Jan. 1979.

김 명 남

1988년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업
1990년 2월 경북대학교 전자공학과 석사
1995년 2월 경북대학교 전자공학과 박사
1996년~현재 경북대학교 의과대학 의공학교실 부교수
관심분야 : 의료영상처리, 생체신호해석, 생체 모델링, 의용전자

조 진 호

1977년 2월 경북대학교 졸업
1979년 2월 경북대학교 전자공학과 석사
1988년 2월 경북대학교 전자공학과 박사
1986년~현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수, 경북대학교 의과대학 의공학교실 주임교수
관심분야 : 생체신호처리, 의용센서, 의용전자기기

교 신 저 자

김 명 남 700-422 대구광역시 중구 동인2가 101번지 경북대학교 의과대학 의공학교실