

논문 2002-11-5-02

X선 CT 영상으로부터 인체의 기관지 모델의 개발

원철호*, 노철균*

Development of Physical Human Bronchial Tree Models from X-ray CT Images

Chulho Won*, and ChulKyun Ro*

요 약

본 논문에서는 X선 컴퓨터 단층 촬영으로부터 획득된 기관지의 3차원 영상으로부터 기관지의 구조 및 형태 정보를 추출할 수 있는 가능성을 조사하고, 분진 침착 모델의 수학적 개발과 실험적인 검증에 사용될 수 있는 물리적인 공동 주형 모델을 개발한다. CT로부터 획득된 영상으로부터 수학적 모델링 기법에 의하여 폐의 기관지 영역을 검출한다. 검출된 폐의 기관지 영역의 체적 데이터를 3차원 공간상에서 나타낼 수 있는 표면 데이터를 STL(streolithography) 파일로 변환한 후에, 고속 프로토타입 기기에 입력하여 3차원 입체 형상을 제작한다. 이때 기존의 기관지 팬텀과 실제 정상인으로부터 획득된 CT 영상으로부터 각각의 공동 주형 모델을 제작하게 된다. CT 스캔하여 얻어진 원래의 영상과 제작된 공동 주형 모델을 CT 스캔하여 얻어진 영상에서의 기관지 영역의 단면 직경을 비교하여 생성된 폐 기관지 모델의 유용성을 검증하였다.

Abstract

In this paper, we investigate the potential for retrieval of morphometric data from three dimensional images of conducting bronchus obtained by X-ray Computerized Tomography (CT) and to explore the potential for the use of rapid prototype machine to produce physical hollow bronchus casts for mathematical modeling and experimental verification of particle deposition models. We segment the bronchus of lung by mathematical morphology method from obtained images by CT. The surface data representing volumetric bronchus data in three dimensions are converted to STL(streolithography) file and three dimensional solid model is created by using input STL file and rapid prototype machine. Two physical hollow cast models are created from the CT images of bronchial tree phantom and living human bronchus. We evaluate the usefulness of the rapid prototype model of bronchial tree by comparing diameters of the cross sectional area bronchus segments of the original CT images and the rapid prototyping-derived models imaged by X-ray CT.

1. 서 론

최근에 호흡기 질환을 가진 환자의 폐에서와 특별한 위험에 노출된 정상 성인의 폐에서 미세 분진의 국부적인 침착에 관한 연구에 이용될 수 있는 데이터가 거의 없다는 것이 인식되었다.⁽¹⁻²⁾

이들 연구를 위해서는 각각의 개인에 대한 폐의 기하학적인 구조 정보의 획득이 필요하며, 이를 이용한 수학적 침착 모델의 개발과 이들 연구에 의한 모델의 검증이 요구되고 있다. 호흡기 질환에 대한 최근의 연구는 주로 인간의 기관지에 대한 초미세 분진의 침착에 대한 경험적 모델의 개발에 주력하고 있으며, 이 모델들은 정상인의 기관지 모양을 본뜬 공동 주형(hollow cast) 모델에서의 분진의 침착에 관한 실험적인 연구에 기반하고 있다. 이 연구들은 정상 남자 성인에서의 분진 침착을 추정하기 위해 사용되었

* 경일대학교 제어계측공학과 (Dept. of Control & Instrumentation Engineering, Kyungil University)

<접수일자 : 2002년 6월 29일>

던 동일한 폐 모델을 사용하고 있다. 일부 데이터들은 여성과 아동에서의 분진 침착의 모델을 위해서도 사용되었다. 각 개인들에 대한 분진 침착을 추정하기 위해 유사한 공동 주형 모델이 필요하다는 것은 명백하다. 그러나, 개개 정상인의 분진 침착에 관한 수학적 모델의 평가 및 경험적인 모델의 도출을 위해 사용될 수 있는 기관지 형태에 관한 데이터는 매우 부족한 실정이며 특히, 어린 아이들을 위해서는 거의 전무하다고 하겠다.

본 논문에서는 X선 컴퓨터 단층 촬영으로부터 획득된 기관지의 3차원 영상으로부터 기관지의 구조 및 형태 정보를 추출할 수 있는 가능성을 조사하고, 분진 침착 모델 수학적 개발과 실험적인 검증에 사용될 수 있는 물리적인 공동 주형 모델을 제작한다. CT로부터 획득된 영상으로부터 수학적 모폴로지(mathematical morphology) 기법에 의하여 폐의 기관지 영역을 검출한다. 검출된 폐의 기관지 영역의 체적 데이터를 3차원 공간상에서 나타낼 수 있는 표면 데이터를 STL(stereolithography) 변환한 후에, 고속 프로토타입 기기(rapid prototype machine)에 입력하여 3차원 입체 형상을 제작한다. 이때 기존의 기관지 팬텀과 실제 정상인으로부터 획득된 CT 영상으로부터 각각의 공동 주형 모델을 제작하였다. CT 스캔하여 얻어진 원래의 기관지 모델의 영상과 제작된 공동 주형 모델을 CT 스캔하여 얻어진 영상에서의 기관지 영역의 반경과 면적을 비교하여 생성된 폐 기관지 모델의 유용성을 검증하였다.

II. 기관지 팬텀으로부터 기관지 모델의 생성

기존 기관지 팬텀 모델: 미세 분진의 침착에 관한 모델 개발을 위해 사용되어온 폐의 물리적 기관지 팬텀(bronchial tree phantom)은 고무 재질의 공동 주형 모델로서 사후의 정상 성인의 폐로부터 얻어진 것이다.^[3-6] 이 모델은 폐의 트라키아부터 폐의 5~6세대에 이르는 폐의 말단 기관지 가지들을 포함하고 있으며, 정상인에 대한 폐에서의 분진 침착 모델에 사용되는 거의 유일한 모델이다. 먼저, 이 팬텀을 CT 스캔하여 획득된 영상으로부터 수학적 모폴로지 기법을 이용하여 폐의 기관지 영역을 분할하고, 고속 프로

토타입 기기를 이용하여 3차원 입체 공동 주형 모델을 생성한다.

팬텀 모델의 X선 CT 영상 획득: 기관지 주형 팬텀 모델의 CT 영상 획득을 위하여 아이오와 대학병원에 설치된 EBCT(electron beam computer tomography: IMATRON C-150 LXP)을 이용하였다. 260mm의 FOV(field of view), 드러누운(supine) 상태에서 측방향 스캔, 및 연속적인 체적 스캔 모드로 3차원 슬라이스 영상을 획득하였다. 이때 획득된 기관지 팬텀 영상의 화소수는 512×512, 1.5mm 두께의 슬라이스, 그리고 화소의 실제 크기는 0.508mm였다. 독립적인 유닉스 기반의 영상처리 시스템인 VIDA(volumetric image display and analysis)^[7-8]로 전송된 후에 기관지 영역의 분할 과정을 거치게 된다.

영상 분할: 기관지를 검출하기 위하여 그레이 스케일의 수학적 모폴로지 기법을 사용하였다.^[9-12] 그레이 스케일 재구성(gray scale reconstruction) 방법에서, 다양한 크기의 기관지를 검출하기 위하여 2~15 화소 크기의 구조 요소(structuring elements)들이 사용된다. 원영상과의 재구성된 영상과의 차 영상을 추출한 비기관지 영역을 제거하기 위하여 임계치 설정을 한 후에 가능한 기관지를 검출한다. 비기관지 영역의 제거는 6-연결된 공간 확장과정에 의해 수행된다. 영역 분할 처리에서 검출된 가능한 기관지 영역은 주 기관지를 찾기 위하여 공간상에서 연결되어 있다. 자동적인 기관지 분할이 완료된 후에 누락된 기관지 영역을 추가하거나 잘못 검출된 기관지 영역을 제거하기 위한 수동 검출이 수행된다. 이 과정은 시각적인 검사에 의해 수행되고, 5 혹은 6세대(generation) 가지들을 나타내는 기관지의 불연속적인 영역들을 조사하기 위하여 27 이웃에 의한 3차원 영역 성장법에 의하여 수행된다. 잘못된 가지들이 발견되었을 때에는 기관지의 정확한 고속 프로토타입 모델의 생성하기 위하여 수동으로 재분할한다.

고속 프로토타입 모델: 고속 프로토타입 기기는 분할된 기관지 내경의 물리적인 솔리드 모델의 제작을 위해 사용된다. 영역 분할된 기관지 CT 영상에 형태 기반(shape-based)의 보간법^[13-15]을 수행하여 등방성(isotropic) 복셀(voxel)

을 생성하고 기관지 모델의 표면을 부드럽게 연결하였다. 체적 렌더링을 위하여 마칭 큐브(marching cubes) 알고리즘을 사용하였다. 마칭 큐브 알고리즘^[16-17]에 의해 등가면 내부의 영역들과 기관지 트리 외부의 영역들 사이의 직육면체(cubes)를 분할하는 삼각형 조각(patch)을 생성하였다. 등가면 상의 모든 직육면체로부터 얻어진 삼각형 조각을 연결함으로써 기관지의 표면을 얻게 된다. 표면을 구성하는 각각의 삼각형 조각들은 세 개의 꼭지점과 하나의 법선 벡터로 구성된다. 이 삼각형 조각들은 고속 기본형 기기에 의해 필요한 STL(stereolithography) 파일 형태로 변환된다. STL 파일 포맷은 컴퓨터에 의해 생성된 기관지의 솔리드 모델을 나타내는 삼각형 표면의 리스트이다. 이 파일은 고속 프로토타입 기기 등의 캐드(CAD: computer aided design) 시스템의 표준 입력 파일이다. 아스키(ASCII) 형태의 STL 파일은 소문자 "solid"로 시작하고 "endsolid"로 마치게 되며, 이 두 단어 사이에 솔리드 모델의 표면을 정의하는 각각의 삼각형들이 나열된다. 각각의 삼각형 조각의 표현은 하나의 법선 벡터와 표면을 구성하는 세 개의 꼭지점 각각에 대한 x, y, z 성분으로 구성된다. 그림 1은 STL 파일 내에서 기관지 표면을 구성하는 삼각형 조각의 아스키 표현을 보여준다.

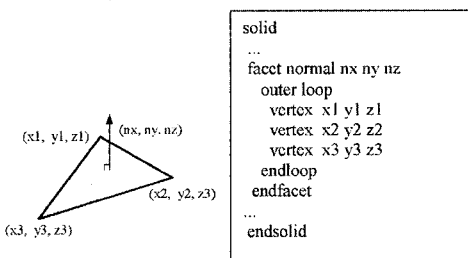


그림 1. 삼각형 조각의 아스키 표현.
Fig. 1. ASCII description of a single triangle.

고속 프로토타입 기기는 STL 파일로부터 물리적인 3차원 기관지 모델을 생성하게 된다. 이 연구를 위해 사용되는 기기(FDM 2000, Stratasys)는 그림 2에 보였으며, 한 층씩(layer-by-layer) 3차원 구조물을 만들기 위하여 플라스틱 사출기에 부착된 컴퓨터에 의해 제어되는 팔(arm)을 사용하게 된다. 두 개의 헤드 가 기기에 장착되어 있으며, 헤드 'B'는 기관지

구조물을 만들기 위한 플라스틱 복합물을 분출하여 기관지 모델 'D'를 생성하고, 다른 헤드 'A'는 기관지 구조물을 지지하기 위한 플라스틱 복합물을 분출하여 지지 구조물 'C'를 형성하게 된다. 이 지지 구조물은 고속 프로토타입 공정 후에 기관지 구조물로부터 분리된다.

고속 프로토타입 기기는 3차원 입체 모델을 다양한 재료를 이용하여 빠르게 제작할 수 있으며, 표 1은 이 시스템의 주된 특징을 보여주고 있다.

기관지의 STL 파일은 고속 프로토타입 기기를 위해 Stratasys사에 의해 제작된 CAD 소프트웨어인 QuickSlice로 전달된다. 기관지 모델의 장축을 기기의 축방향과 일치시키고 한 레이어씩 차례로 기관지를 만들기 위한 슬라이싱 과정이 수행된다. 이 과정에서 지지 구조물이 기관지 구조물에 안정성을 제공하기 위하여 더하였다. 레이어 두께는 0.254mm이며, 모델링 물질은 ABS(acrylonitrile butadiene styrene)이고, 할로우 모델의 외벽 두께는 2mm로 결정하였다.

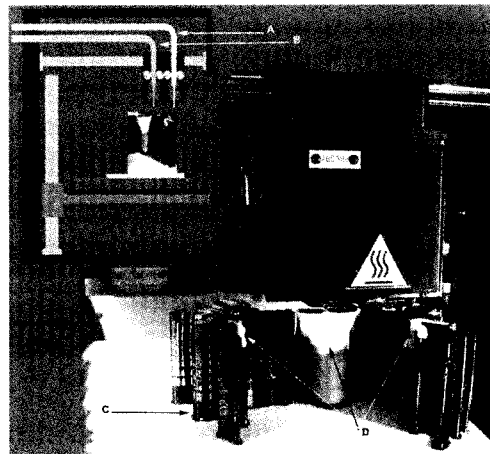


그림 2. 고속 프로토타입 기기(FDM 2000).
Fig. 2. Rapid prototype machine(FDM 2000).

고속 프로토타입 과정에서 두 종류의 기관지 모델이 만들어지는데 1) 할로우 모델은 CT 영상에서 분할된 기관지 영역의 바깥 표면을 나타내기 위하여 기관지 내강(lumen)을 비워두고 바깥을 플라스틱 복합물로 채우며, 이 경우 생성된 기관지 모델의 플라스틱 복합물은 기관지 벽을 나타내며, 비워진 기관지 내강 영역은 공기로 채

워지게 된다. 2) 솔리드 모델은 CT 영상에서 분할된 기관지 영역을 플라스틱 복합물로 채우는 형태로서 생성된 기관지 모델은 기관지 내강을 나타낸다. 새로이 고속 프로토타입 과정에 의해 만들어진 할로우 주형 모델은 EBCT에 의해 스캔되고 슬라이스 영상은 원래의 기관지 팬텀 스캔 영상 데이터와 비교를 위해 측정된다.

표 1. FDM 2000 시스템 사양.

Table 1. FDM 2000 system specifications.

Build Size	254 x 254 x 254 mm (10 x 10 x 10 in)
Achievable Accuracy	± .127 mm (± .005 in)
Modeling Materials	ABS(White) Investment Casting Wax Elastomer Modeling Materials
Layer Width/Thickness	widths: 0.254 ~ 2.54mm thickness: 0.05 to ~ 0.762 mm

생성된 기관지 모델의 평가: 고속 프로토타입 기기에 의해 제작된 기관지 모델의 정확도를 평가하기 위하여, 할로우 주형 모델의 기관지를 EBCT를 이용하여 기관지 팬텀 스캔과 동일한 모드로 다시 스캔하여 슬라이스 영상을 획득하였다. 또한, 고속 프로토타입 기기에 의한 기관지 모델과 기관지 팬텀의 기관지 영역을 3차원 표면 렌더링하여 비교하였다. FWHM(full width at half maximum)⁽¹⁷⁾을 이용하여 기관지의 내경을 측정하였다. 고속 시작품 제작기에 의한 기관지 모델의 정확성을 분석하기 위하여 내경에 대한 평균 오차와 평균 (%) 오차를 비교하였다. 마지막으로, 기관지 모델의 내부 구조를 검사하기 위하여 기관지 내시경을 이용하여 시각적인 비교를 수행하였다.

III. 인체로부터 기관지 모델의 생성

인체의 기관지 X선 CT 스캔: 살아있는 인체로부터의 영상은 나선형 CT 스캐너 (MX8000, Marconi Co.)를 이용하여 획득되었다. 획득된 영상은 512×512 크기, 연속적인 1.0mm두께의 슬라이스, 그리고 화소의 실제 크기는 0.35mm였다. 이때 환자의 영상 데이터는 폐활량계가 부착된 체적 조절기(volume control device)를

이용하여 폐활량(vital capacity)의 65%의 호흡 지점에서 획득된다.

인체 기관지의 분할: 기관지 팬텀 영상에서의 기관지 영역 분할과 마찬가지로의 방법으로 수학적 모폴로지 기법으로 인체의 기관지 영역을 검출하게 된다. 자동적인 기관지의 분할이 완료된 후에는 수작업에 의한 분할에 의하여 불필요한 기관지 가지의 제거 혹은 분리된 가지들의 연결 등의 작업을 수행한다.

고속 프로토타입 기기 작업: 먼저, 영상 슬라이스의 평면 방향의 크기와 균일한 크기의 높이 방향의 복셀을 생성하기 위하여 형태 기반의 보간법이 사용되었다. 이는 인접한 두 슬라이스에서의 기관지 영역을 1차 보간하여 두 슬라이스 사이에 새로운 기관지 영역의 영상을 삽입함으로써 기관지의 표면을 부드럽게 만들어주게 된다. 영역 분할된 기관지는 마칭 큐브 알고리즘에 의하여 기관지 영역의 표면을 구성하는 연속적인 삼각형 조각으로 변화되고, 다시 고속 프로토타입 기기에 입력될 수 있는 STL 파일 형태로 변환된다. 살아있는 인체의 기관지 CT 영상으로부터 획득된 3차원 표면 데이터는 고속 프로토타입 기기에 의해 공동 주형 모델과 솔리드 형태의 물리적 모델로 제작된다.

제작된 인체 기관지 모델의 평가: 멀티 슬라이스 나선형 CT 스캐너(Aquilion Multi: Toshiba)을 이용하여 프로토타입 기기에 의해 생성된 인체 기관지 모델을 다시 스캔하여 영상을 획득하였다. 획득된 영상은 512×512 크기, 연속적인 0.5mm 두께의 슬라이스, 그리고 화소의 실제 크기는 0.488mm였다. 실제 인체로부터 획득된 X선 CT 영상과 고속 프로토타입 기기에 의해 생성된 기관지 모델에서 20개의 기관지 영역에 대한 단면의 직경을 측정하였다. 측정된 직경을 비교하여 고속 프로토타입 모델의 정확성을 평가하였다.

IV. 결 과

첫 번째 단계로서, X선 CT 영상 데이터로부터 살아있는 인체의 공동 주형 기관지 모델을 만들기 전에 먼저, Beverly Cohen 그룹⁽³⁻⁶⁾에서 사용해진 그림 3(a)의 주형 기관지 모델을 이

용하였다. 이 기관지 모델은 죽은 사람의 폐로부터 얻어진 것이다. 이 모델로부터 EBCT 스캐너를 이용하여 영상 데이터를 획득하였고, 이때 영상의 크기는 512×512 화소, 연속적인 1.5mm 두께의 슬라이스, 실제 화소의 크기는 0.508mm 였다. 기관지는 내경이 1.04mm인 가지까지 영역 분할되었으며, 형태 기반한 보간법에 의해 균일한 크기의 복셀을 생성하였고, STL 파일로 변환 후에 고속 프로토타입 기기에 입력하였다.

대로 수행되었는지를 판단할 수 있다. 그림 4(b)는 고속 프로토타입 작업에 의한 할로우 기관지 모델을 CT 스캔하여 얻어진 영상으로부터의 기관지의 3차원 표면의 표현이다. 여기서, 고속 프로토타입 과정에서 제대로 나타내지 못한 주변 기관지 가지들이 있음 볼 수 있다. 가장자리의 기관지 가지들을 만들기 위하여 세워져야 하는 지지 구조물의 위치를 고속 프로토타입 작업자가 정의하게 되는데, 이 과정에서 몇몇 가지들이 누락된 것으로 보인다. 이러한 기관지 가지들의 손실은 작업자의 숙련된 경험과 첫 번째 모델이 완성 후에 반복적인 두 번째 모델의 작업에서 교정할 수 있다.

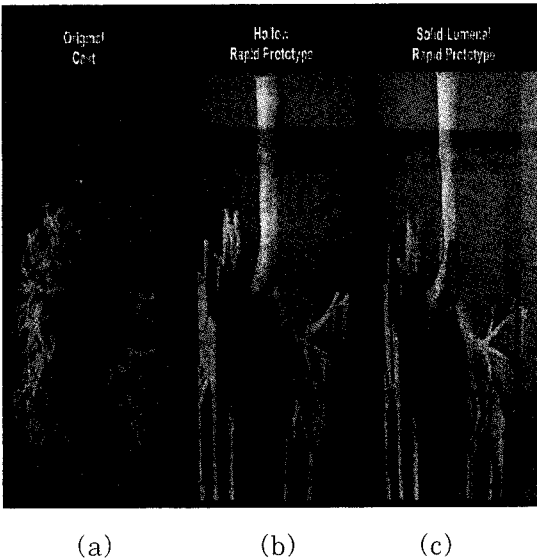


그림 3. (a) 원래의 인체 기관지 주형 (b) 고속 프로토타입 기기에 의해 만들어진 할로우 기관지 모델 (c) 고속 프로토타입 기기에 의해 만들어진 기관지 내강의 솔리드 모델.

Fig. 3. (a) Original human bronchus cast, (b) hollow bronchus cast model generated by rapid prototype machine, and (c) solid model of bronchus lumen space generated by rapid prototype machine.

고속 프로토타입 기기에 의해 그림 3(b)의 할로우 모델과 그림 3(c)의 솔리드 모델을 제작하였다. 고속 프로토타입 기기를 이용한 3차원 입체 구조물을 제작할 때 기관지 모델을 지지하기 위한 지지 구조물이 기관지 모델과 함께 붙어있는 것을 그림 3(b)와 3(c)에서 볼 수 있다. 그림 4(a)에서는 고속 프로토타입 기기에 입력되는 기관지의 구조를 보였다. 그림 4에서 입력된 데이터와 고속 프로토타입 기기에 의한 결과 모델을 비교함으로써 고속 프로토타입 작업이 제

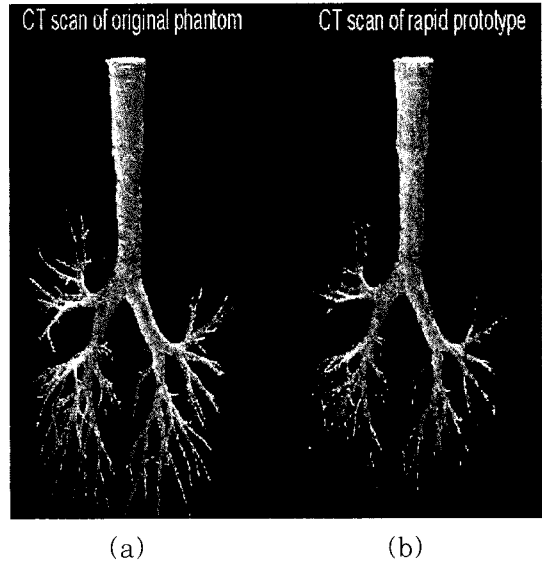


그림 4. (a) 원래의 기관지 모형의 CT 스캔 후 영역 분할된 기관지 내강의 표면과 (b) 고속 프로토타입 기기에 의해 만들어진 할로우 모델의 CT 스캔 후 영역 분할된 기관지 표면의 3차원 표현.

Fig. 4. (a) Shaded surface display of bronchus lumen as segmented from the CT scan of the original bronchus cast (b) shaded surface display of the bronchus lumen as segmented from the CT scan of the hollow lumen cast made by the rapid prototype machine.

두 번째, 모델의 정확성을 평가하기 위하여, X선 CT에 의해 스캔된 원래의 기관지 팬텀 모델과 고속 프로토타입 기기에 의한 생성된 기관지 모델의 CT 스캔 데이터에서 20개의 기관지

영역에 대한 단면 직경을 측정하였다. 각 국부영역에서의 장축이 CT 스캔 평면에 수직으로 위치한 기관지 영역을 선택하여 측정하였다. 기지의 직경이 3.2mm에서 23.92mm까지 이르는 20개의 기관지의 직경을 측정하였으며 그 결과를 그림 5에 보였다. 내경의 평균 오차는 0.19 ± 0.04 mm (SE, standard error)였으며, 평균 (%) 오차는 1.87 ± 0.36 % (SE)였다. 기관지 내경의 비교에서 기울기 및 R²값이 0.997, 0.999로서 원래의 기관지 팬텀과 새로운 기관지 모델은 거의 일치함을 알 수 있다.

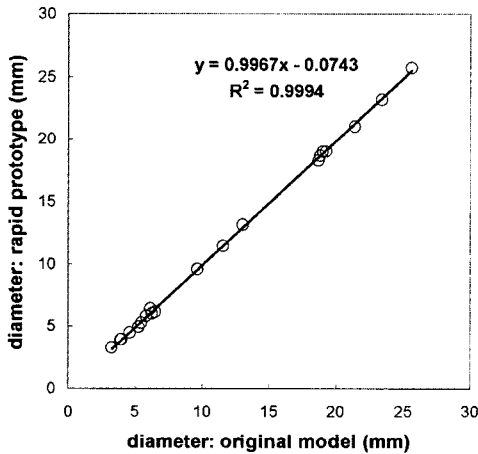


그림 5. 원래의 기관지 모델의 CT 영상과 고속 프로토타입 기기에 의해 만들어진 모델의 CT 영상에서 기관지 내경의 비교.

Fig. 5. Comparison of the luminal diameter calculated from CT images of the original human bronchus model and CT images of the hollow bronchus model made by rapid prototype machine .

다음은 원래의 기관지 팬텀 모델과 고속 프로토타입 기기에 의한 생성된 기관지 모델의 시각적인 비교를 하였다. 그림 6(a)는 기관지 내시경을 이용해서 촬영한 원래의 팬텀 모델의 기관지 내부이고, 그림 6(b)는 고속 프로토타입 기기로 부터 생성된 할로우 모델의 내강(lumen: 內腔)을 기관지 내시경(bronchoscopy)을 이용해서 촬영한 영상이다. 이들 두 내강은 매우 유사하게 보이며, 원래의 팬텀 모델로부터 CT 스캔과 고속 프로토타입 작업에 의해 기관지 모델이 물리적인 구조가 잘 만들어진 것을 알 수 있다. 그림 6(b)의 할로우 모델 내에 지지 구조물이 만들어진 것을 볼 수 있는데, 이는 프로토타입 작업시

수용성의 지지 구조물을 사용하면 제거될 수 있다. 그림 6(c)는 원래의 기관지 팬텀의 CT 영상으로부터 가상 내시경 영상을 구했다. 그림 6(b)는 그림 6(a) 및 그림 6(c)와 잘 일치함을 알 수 있다.

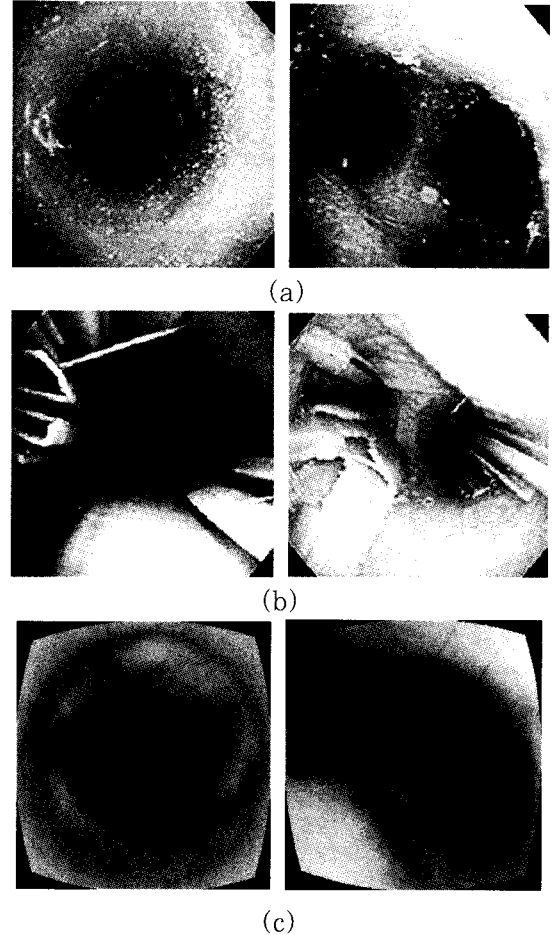


그림 6. (a) 원래의 기관지 모델의 내시경 비디오 영상 (b) CT 영상/고속 프로토타입 기기에 의한 모델의 기관지 내시경 비디오 영상 (c) 가상 기관지 내시경에 의한 영상.

Fig. 6. (a) Video bronchoscopic derived endoluminal views of the original (b) CT/rapid prototype machine derived, and (c) virtual bronchoscopic views of human bronchial tree models.

인체 기관지 영상은 폐활량의 65%에서 성인 남성으로부터 멀티슬라이스 나선형 CT 스캐너 (Marconi Co.)를 이용하여 512×512의 화소 수, 연속적인 1.0mm 두께의 슬라이스, 0.35mm의 화소 크기를 가지는 영상 데이터로 획득되었다.

그림 7(a)의 기관지 영상에 대하여 그레이 스케일 재구성한 결과 영상 7(b)를 얻고, 재구성 영상과 원영상과의 차영상을 구한 후에 임계치 설정에 의해 가능한 기관지 검출영상 7(c)를 검출한다. 6화소가 연결된 공간 확장과정에 의해 비기관지 영역을 제거하고 영역 분할을 완료하게 된다. 영역 분할 후, 3차원 표면으로 구성된 인체 기관지를 그림 8에서 볼 수 있다.

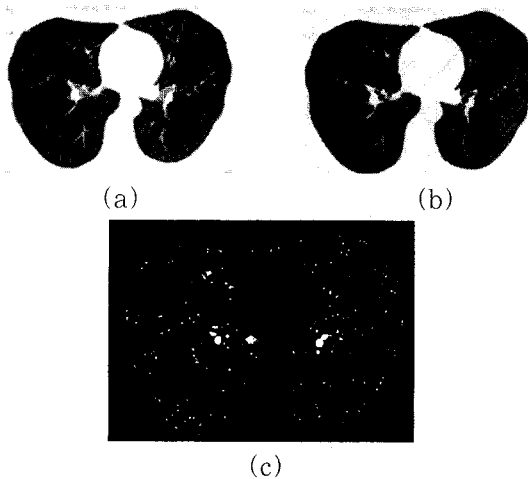


그림 7. 영상 분할 과정 (a) 인체의 기관지 CT영상 (b) 그레이 스케일 재구성된 영상 (c) 차영상을 임계치 설정한 결과 영상.

Fig. 7. The complete segmentation process (a) Original image, (b) gray-scale reconstructed image, and (c) thresholded result of difference image of living human bronchus.

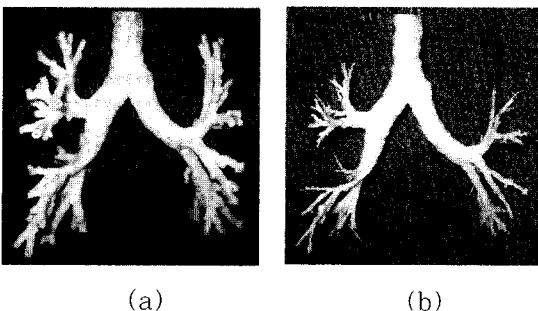


그림 8. (a) 고속 프로토타입 기기에 의해 만들어진 기관지 할로우 모델 (b) 솔리드 모델.

Fig. 8. (a) Hollow and (b) solid bronchus cast made by the rapid prototype machine.

형태 기반의 보간법을 수행하여 동일한 크기의 복셀을 만들고, 마칭 큐브 알고리즘에 의해 기관지 표면을 구성하는 삼각형 조각들을 생성,

이를 STL 파일로 변환 후 고속 프로토타입 기기를 이용하여 인체 기관지의 그림 8(a)의 할로우 모델과 8(b)의 솔리드 모델을 생성하였다. 솔리드 모델은 플라스틱 복합물이 기관지를 형성하고, 할로우 모델에서는 플라스틱 복합물이 기관지의 회부를 감싼 형태를 나타내게 된다.

생성된 기관지의 할로우 모델은 멀티 슬라이스 나선형 CT(Marconi Co.)를 이용하여 다시 스캔하였다. 스캔된 기관지 영역 분할 후에 기관지의 표면을 3차원 렌더링하여 그림 9(b)에 보였다. 그림 9(a)는 원래의 정상인 기관지의 CT 영상을 기관지 영역 분할 후에 3차원 표현한 영상으로서, 이들 두 그림에서 5~6 세대의 말단 기관지 영역에서의 기관지 영역 누락은 없으나, 세밀한 말단 기관지 영역의 검출을 위해서 기관지 영역 분할이 조금 두껍게 검출된 것을 볼 수 있으나, 전체적인 기관지의 형태는 충분히 잘 표현된 것을 알 수 있다.

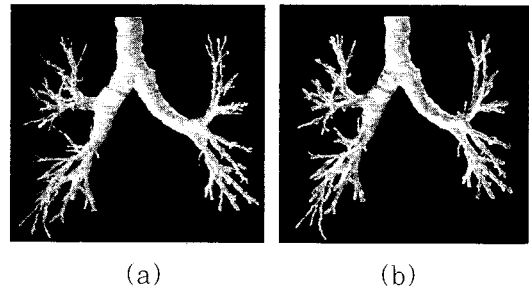


그림 9. (a) 인체 CT 영상의 기관지 영역 분할 후 표면 표현 (b) 고속 프로토타입 기기에 의해 만들어진 할로우 모델의 CT 영상에서 기관지 영역 분할 후 표면 표현.

Fig. 9. (a) Shaded surface display of bronchus lumen as segmented from the CT scan of the living human; (b) shaded surface display of the bronchus lumen as segmented from the CT scan of the hollow lumen cast made by the rapid prototype machine.

인체에서의 CT 영상과 고속 프로토타입 기기에 의해 생성된 모델의 CT 영상에서 20개의 기관 영역의 직경을 FWHM에 의하여 측정된 결과를 그림 10에 보였다. 기울기와 R^2 는 각각 0.989, 0.999로서 측정된 두 값이 거의 일치함을 알 수 있다. 측정된 기관지 내강의 직경은 1.35mm에서 20.06mm까지 분포를 가지며, 내강의 평균 오차는 $0.294 \pm 0.041 \text{mm}(\text{SE})$ 이며 평균

(%) 오차는 $3.729 \pm 0.82\%$ (SE)였다. 내강의 직경을 비교했을 때 인체와 새로운 기관지 모델은 큰 차이가 없음을 알 수 있다.

그림 11(a)는 기관지 내시경을 이용하여 고속 프로토타입 작업시 수용성(water soluble)의 지지 구조물을 사용함으로써 인체 기관지의 완전한 할로우 모델을 만들어낸 것을 볼 수 있었으며, 원래의 인체 기관지 CT 영상에서 획득한 가상 기관지 내시경의 그림 11(b)와 비교할 때 큰 차이가 없이 인체의 기관지를 잘 표현하고 있음을 알 수 있다. 따라서, 고속 프로토타입 처리를 통해 다양한 생체의 기관지 모델을 만들 수 있게 되었다.

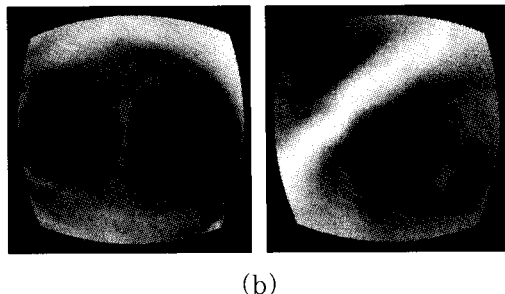


그림 11. (a) CT/고속 프로토타입 기기에 의한 인체 기관지 모델의 기관지 내시경 비디오 영상 (b) 원래의 인체 기관지 CT 영상으로부터의 가상 내시경 영상.

Fig. 11. (a) Video bronchoscopic derived endoluminal views of CT/rapid prototype machine derived from human bronchial trees (b) virtual bronchoscopic view of original human bronchial tree from CT image.

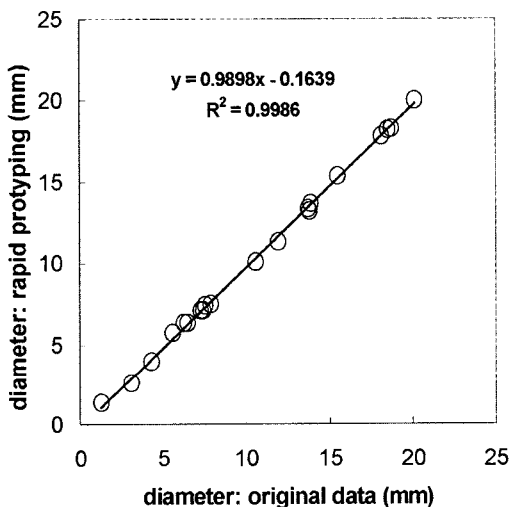
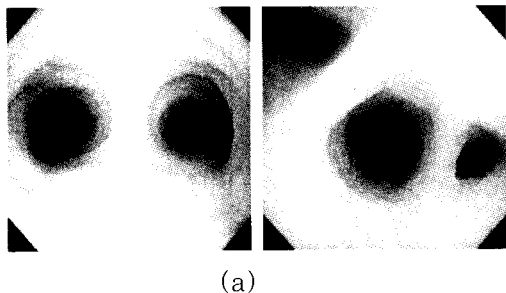


그림 10. 인체 기관지 CT 영상과 고속 프로토타입 기기에 의한 할로우 기관지 모델의 CT 영상에서 계산된 기관지 내강의 직경 비교.

Fig. 10. Comparison of the luminal diameter calculated from CT images of the living human bronchus and CT images of the rapid prototype machine derived hollow bronchus model.



V. 결론

멀티 슬라이스 나선형 CT 시스템은 한 호흡 주기 내에서 고해상도의 체적 영상 데이터의 획득을 가능하게 한다. CT로부터 획득된 영상으로부터 폐의 기관지 영역을 검출하였고, 검출된 폐의 기관지 영역의 3차원 표면 데이터를 STL 파일로 변환한 후에, 고속 프로토타입 기기를 이용하여 기존의 기관지 팬텀과 실제 정상인으로부터 획득된 CT 영상으로부터 공동 주형 모델을 제작하였다.

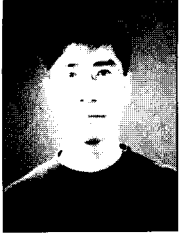
5~6 세대의 기관지를 포함하는 할로우 기관지 모델을 생성하였으며, 이 모델은 흡입된 분진의 침착에 관한 연구에 사용될 수 있다. 또한, 이들 기관지 모델은 시간의 경과에 따른 폐질환에 의한 기관지 구조의 변화 그리고 폐 체적의 변화를 추적하는 연구에 사용될 수 있게 되었다.

VI. 참고 문헌

- [1] M. Lippmann, D. B. Yeates, and R. E. Albert, "Deposition, retention, and clearance of inhaled particles," *Br.J. Ind. Med.*, vol. 37, pp. 337-362, 1980.
- [2] R. B. Schlesinger, D. E. Bohning, T. L. Chan, and M. Lippmann,

- JAS*, vol. 8, pp. 429, 1977.
- [3] B. S. Cohen, M. Eisenbud, M. E. Wrenn, and N. H. Harley, "Distribution of polonium-210 in the human lung," *Radiat Res*, vol. 79, pp. 162-168, 1979.
- [4] B. S. Cohen, M. Eisenbud, and N. H. Harley, "Measurement of the alpha-radioactivity on the mucosal surface of the human bronchial tree," *Health Phys*, vol. 39, pp. 619-632, 1980.
- [5] B. S. Cohen, N. H. Harley, and T. C. Tso, "Clearance of polonium-210-enriched cigarette smoke from the rat trachea and lung," *Toxicol Appl Pharmacol*, vol. 79, pp. 314-322, 1985.
- [6] B. S. Cohen, N. H. Harley, R. B. Schlesinger, and M. Lippmann, "Nonuniform particle deposition on tracheobronchial airways: Implications for lung dosimetry," *lung dosimetry*, vol. 32, pp. 1045-1053, 1988.
- [7] E. A. Hoffman, D. Gnanaprakasam, K. B. Gupta, J. D. Hoford, S. D. Kugelmass, and R. S. Kulawiec, "VIDA: An environment for multi-dimensional image display and analysis," *SPIE Conf. Biomedical Image Processing and Three-Dimensional Microscopy*, vol. 1660, pp. 1-18, 1992.
- [8] "VIDA: volumetric image display and analysis," <http://everest.radiology.uiowa.edu/vida/vidahome.html>, Division of physiologic imaging, Univ. of Iowa.
- [9] C. Pisupati, "Geometric analysis of dynamic three-dimensional tree structures," *Ph.D. Thesis*, Johns Hopkins Univ., Baltimore, MD, 1996.
- [10] D. Bilgen, "Segmentation and analysis of the human airway tree from 3d X-ray CT images," *M.S. Thesis*, Univ. of Iowa, pp. 22-29, 2000.
- [11] N. D. D'Souza, J. M. Reinhardt, and E. A. Hoffman, "ASAP: Interactive quantification of 2D airway geometry," *Proc. SPIE Conf. Medical Imaging*, vol. 2709, pp. 180-196, Feb. 1996.
- [12] J. M. Reinhardt, N. D. D'Souza, and E. A. Hoffman, "Improved quantitation of airway geometry," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 24, pp. S-65, Oct. 1996.
- [13] G. T. Herman, J. Zheng and C. A. Bucholtz, "Shape-based interpolation," *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 12, no. 3, pp. 69-79, 1992.
- [14] S. Raya and J. Udupa, "Shape-based interpolation of multidimensional objects," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 9 no. 1, March 1990.
- [15] A. G. Bors, L. Kechagias, and I. Pitas, "Shape-based interpolation using morphological morphing," *Proc. IEEE Intern. Conf. on Image Processing*, vol. 2, pp. 161-164, Oct. 2001.
- [16] Alan Watt, *3D computer graphics*, Addison-Wesley, 1994.
- [17] W. E. Lorensen and H. E. Cline, "Marching Cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm," *Computer Graphics*, vol. 21, no. 4, pp. 163-169, 1987.
- [18] C. H. Won, J. Cook-Granroth, B. S. Cohen, E. A. Hoffman, "X-ray CT-based assessment of variations in human airway geometry: implications for evaluation of particle deposition and dose to different populations," *AAAR Conf. American association for aerosol research*, p. 77, Nov. 2000.

 著 者 紹 介

**원 철 호**

1968년 2월 3일생.
 1992년 경북대학교 공과대학
 전자공학과 졸업(공학사)
 1995년 경북대학교 대학원 전
 자공학과 졸업(공학석사)
 1998년 경북대학교 대학원 전

자공학과 졸업
 (공학박사)

1998년~1999년 계명대학교 의과대학 의공학교
 실 연구강사

1999년~2002년 Univ. of Iowa, Post.
 Doc.

2002년 ~ 현재 경일대학교 제어계측공학과 조
 교수

주관심 분야 : 의용 계측, 의학 영상처리, 컴퓨
 터 비전

**노 철 균**

1974년 서울대학교 전기공학
 과 졸업

1983년 영남대학교 대학원 전
 기공학과 졸업 공학석사

1988년 영남대학교 대학원 전
 기공학과 졸업 공학박사

1980년 ~ 현재 경일대학교 제어계측공학과 교
 수

주관심 분야 : 회로 및 시스템