

< 논문 >

호흡기 내 주기적 공기유동에 대한 PIV 측정

김 성 균*

(2006년 4월 18일 접수, 2006년 9월 4일 심사완료)

The PIV Measurements on the Respiratory Gas Flow in the Human Airway

Sung Kyun Kim

Key Words : Bio-Fluid Mechanics (생체 유체 역학), Human Airway(호흡기), Tomographic PIV (단층 영상유속계), Rapid Prototyping (RP, 급속성형기법), Computed Tomogram (CT, 컴퓨터 토모그램)

Abstract

The mean and RMS velocity field of the respiratory gas flow in the human airway was studied experimentally by particle image velocimetry (PIV). Some researchers investigated the airflow for the mouth breathing case both experimentally and numerically. But it is very rare to investigate the airflow of nose breathing in a whole airway due to its geometric complexity. We established the procedure to create a transparent rectangular box containing a model of the human airway for PIV measurement by combination of the RP and the curing of clear silicone. We extend this to make a whole airway including nasal cavities, larynx, trachea, and 2 generations of bronchi. The CBC algorithm with window offset (64×64 to 32×32) is used for vector searching in PIV analysis. The phase averaged mean and RMS velocity distributions in Sagittal and coronal planes are obtained for 7 phases in a respiratory period. Some physiologic conjectures are obtained. The main stream went through the backside of larynx and trachea in inspiration and the frontal side in expiration. There exist vortical motions in inspiration, but no prominent one in expiration.

1. 서 론

인간의 호흡기는 비강(Nasal cavity), 구강(Oral Cavity), 인두(Pharynx), 후두(Larynx), 기관(Trachea), 그리고, 17-23 번의 분지를 거치는 기관지(Bronchus, Bronchiole), 그리고 폐포(Alveoli)로 이루어져 있다. 이러한 기관지 내부의 공기 유동을 이해하는 것은 호흡기의 해부학, 생리학적, 병리학적인 면들을 설명하는데 있어 기반이 된다. 그러나 호흡기 각 부위의 기하학적 복잡성으로 인해 호흡을 공기 역학적으로 연구하는데 있어서 많은 제한이 따르고, 의학적으로도 비과 인후과 기관지내과 흉곽내과 등 전공 분야가 나누어져, 전체 호흡기 내의 유동에 대한 체계적인 연구는 거의 이루어지지 않았다. 비강내 공기유동에 있어서는, 최근 몇몇 연구자들은 비강을 모델화하여 정성적 가시화 실험을 수행하거나 열선유속계 등으로 직접 속도를 측정하

여 유용한 결과들을 얻었으나, 복잡한 기하학적 형상과 적절한 실험 장치 구성에 어려움을 겪어왔다.^(1,2) 최근의 Hopkins 등⁽³⁾에 의해 개발된 CT 데이터를 이용한 급속성형기법(Rapid Prototyping)과 액체 투명 실리콘의 응고에 의한 모델 캐스팅 방법에 의해, 복잡한 해부학적 코 내부 공동 형상을 내포한 투명한 직육면체 유로를 만들 수 있게 됨으로써, PIV에 의한 유동 해석이 가능하게 되었다. Kim 등⁽⁴⁻⁹⁾은 이 방법을 발전시켜 한국인의 정상, 비정상 비강 모델들을 제작하여 PIV 실험을 수행하여 비강내의 질환에 대한 진단, 치료, 수술에 도움이 될 수 있는 결과들을 얻었다.

인두, 후두, 기관으로 이루어진 인후부에 대한 연구는 인후부의 복잡한 기하학적 형상뿐 아니라 입구 조건(코호흡의 경우 비강내 유동, 구강호흡의 경우 구강 내 유동)과 출구 조건(기관지 내 유동)에 대한 정보 미비로 인하여 더욱 제한적일 수밖에 없다. Ramesh⁽¹⁰⁾ 등은 FEM 코드를 이용하여 비강과 부정확해 보이는 인후부를 포함한 상기도 내 유동에 대한 수치 해석을 시도하였고, Heeman

* 회원, 건국대학교 기계공학과

E-mail : sungkim@konkuk.ac.kr

TEL : (02)450-3472 FAX : (02)3436-0540

등^(11,12)은 구강을 포함한 단순화된 기도 모델을 제작하여 내시경-입자영상유속계 (Endoscope PIV)를 이용하여 유동을 측정하여 수치 해석 결과와 비교하였다. 기관지 내의 공기유동은 17-23 번의 분지를 거쳐 폐포에 이르기 때문에 광범위한 속도와 길이의 척도를 가지고 있으며, 복잡한 기하학적 형상으로 인하여 전체적인 기관지 모델에 대한 실험적 수치해석적 모델은 존재하지 않는다. 대부분의 연구자들은 기관 주위의 2-3 분지 모델에 대한 수치 및 실험적 결과를 보고하고 있다.^(13,14)

본 논문에서는 비강, 인후부, 기관, 그리고 2 번의 분지 기관지를 포함한 유로 모델을 최초로 제작하여 비강 내 유동 해석을 통하여 확보한 방법론을 적용하여 해석하고자 하며, 인두, 후두, 기관 부분의 연구 결과를 주로 다루고자 한다.

2. 유로 제작 및 작동 유체

호흡기 내부의 유동 해석에 있어 주된 요소는 정확한 유로의 모델을 형성하는데 있다. 이를 위해, 정상인의 비강으로부터 기관지에 이르는 구간에 대한 CT(Computed Tomogram, Somatom plus 4, Siemens Co.) 데이터(Fig. 1 참조)를 입력으로 하여

급속성형기법(rapid prototyping) 기계(Z Co. MA. USA)를 이용하여 유로 내부 유로의 고휘 모델을 만들었으며 (Cyber med Co.), 재료는 물에 녹을 수 있는 옥수수 녹말(corn starch)을 사용하였다. 아크릴 상자에 이 모델을 넣고 투명한 액체 실리콘 (clear silicone)을 경화제와 섞어서 거품이 일지 않도록 조심해서 부어 넣어 굳힌다. 실리콘이 완전히 굳은 후 찬물을 이용하여 녹말 모형을 녹여내면 유로가 완성된다.(Fig. 1 참조) 이렇게 완성된 유로의 굴절률 등 광학적 성질은 물, 공기와 다르기 때문에, 물과 글리세린을 섞어 동일한 굴절률을 갖는 비율(6:4 정도, 점도 $6.55 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{sec}$, 비중은 약 1.2)을 찾아내어 이를 작동 유체로 실험을 수행하였다.

3. 주기유동 생성을 위한 왕복펌프 제작

인체의 호흡을 모사하기 위해서는 호흡의 특성을 알아야 하고 어떤 상태의 호흡을 모사할 것인지 결정을 하여야 한다. 본 연구에서는 한국의 평균적인 성인의 편안한 상태에서 호흡을 대상으로 하였다. 삼성의료원에서 구한 생리 데이터(Fig. 2)

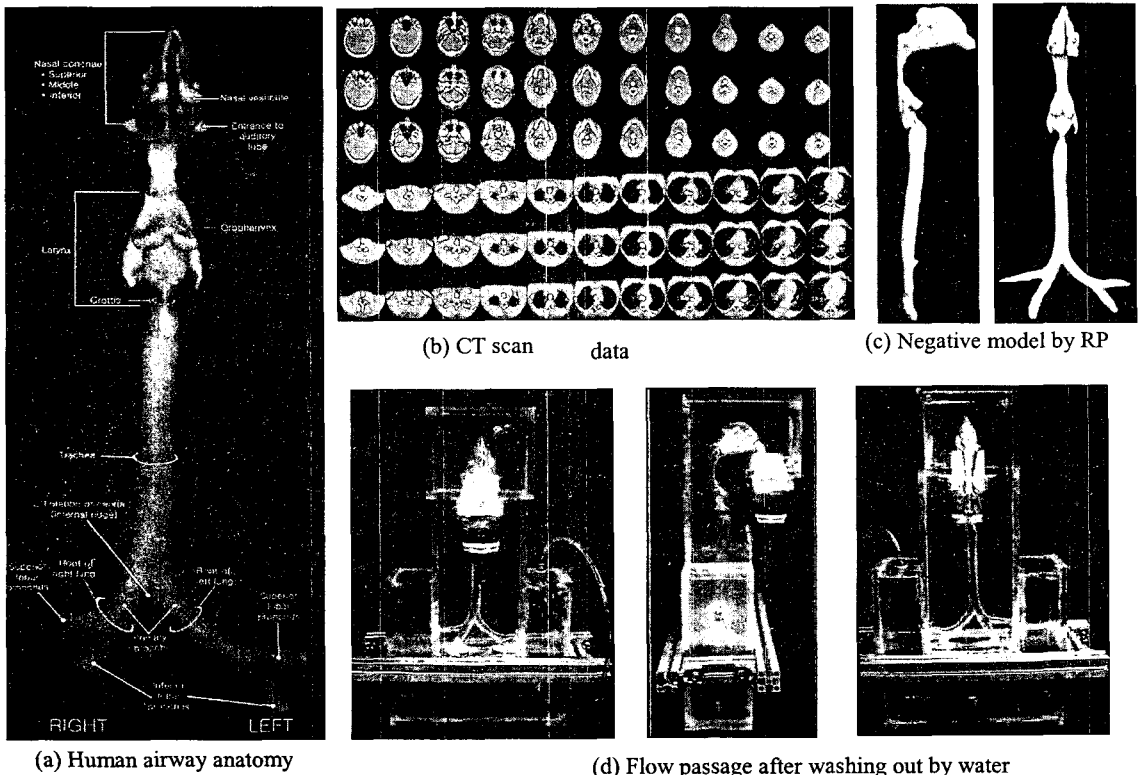


Fig. 1 Human airway anatomy and the flow passage

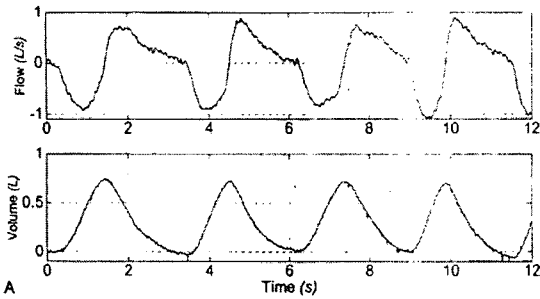


Fig. 2 Flow rate and tidal volume of rest respiration

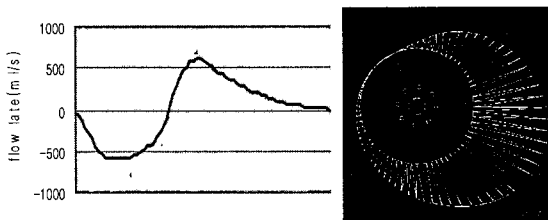


Fig. 3 Selected tidal volume for one period from Fig.1 and a CAD drawing of Cam

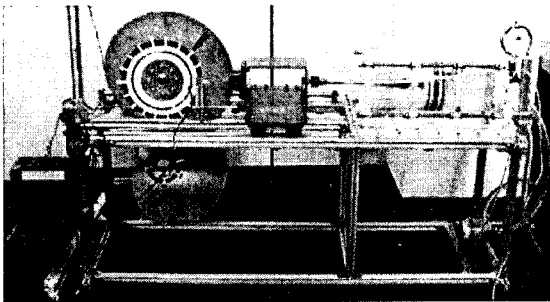


Fig. 4 Pumping system

의 한 주기를 선택하여 유량 곡선을 이산화 하고, 이를 구현할 수 있는 캠의 형상을 구하였다.(Fig. 3) 이 캠을 이용하여 주기적인 유량을 생성하는 왕복 펌프 시스템을 Fig. 4 와 같이 제작하였다. 캠 상의 흰 표지들은 PIV 측정이 이루어지는 위상을 나타낸다. 펌프의 출력 측은 비강 모형의 목 부분과 연결이 되어있어 마치 펌프가 허파와 같은 역할을 하게 만들었다. 그리고 피스톤을 움직이는 슬라이드에 폴리를 이용하여 추를 달아 피스톤이 후퇴하는 경우, 즉 숨을 들이 마시는 경우는 피스톤의 후퇴에 의해서 작동 유체가 움직이게 하여서 호흡과 유사성을 높였다. 그리고 장시간 실험을 하기 때문에 발생할 수 있는 문제 중 하나인 작동

Table 1 Physiological and experimental condition

	Size	Flowrate	Period
Human Airway	1	125 ml/sec	3 sec
Experimental Model	1	54.2 ml/sec	7 sec

유체의 온도의 변화를 막기 위해서 디지털 온도센서와 열선을 연결하여 온도의 편차를 0.2 도 이내로 줄였다.

4. PIV 실험

PIV 해석을 위한 유동 가시화 실험 장치의 개략도는 Fig. 5 와 같다. 재원으로는 150mJ/pulse 의 2 광원 Nd:Yag 레이저(SPECTRON Co.), 최대 해상도 1208*1024 pixels 1 μ sec. 이상의 시간 간격의 2쌍의 영상들을 초당 8 쌍까지 처리 가능한 CCD 카메라(Flow Master 3, LaVision Co.), 레이저를 동조시키기 위한 컨트롤러, 그리고 프레임그래버를 내장한 더블 CPU PC(LaVision Co.)로 이루어져 있다. 직경 80 μ m 정도의 폴리비닐 구형 입자(밀도 1.02)를 추적 입자로 사용하였으며, 20cm*20cm 의 모델을 택하여 약 0.15mm/pixel 의 공간 해상도를 갖게 하였다. 이미지의 왜곡을 없애기 위해, 작동 유체로는 공기 대신 물과 글리세린의 혼합물을 사용하여 실험을 하였다. 그래서 두 유동의 무차원수로 일치시킴으로써 동적 상사가 필요하다. 수력직경과 동점성 계수의 차이로 인한 불일치를 레이놀즈수(Re)와 무차원 진동수(Wo)를 일치 시킴으로써 동적 상사를 이루 수 있다. 실험 조건은 표 1 과 같다.

$$\text{Reynolds No.} \cdot \text{Re} = \frac{VL}{\nu}, \quad \text{Womersley No.} \cdot \text{Wo} = L\sqrt{\frac{\omega}{\nu}}$$

여기서 V 와 L 은 콧구멍의 평균유속과 수력직경.

비강 모형을 1mm 씩 서보 모터로 제어되는 Linear guide 를 이용하여 이송하면서 실험을 수행하였다. 그리고 한 주기의 호흡을 7등분하여 실험하였다. 이는 인체의 호흡이 주기가 3초이므로 약 0.43 초 간격으로 실험을 수행한 것이 된다. 하나의 코로날 단면(Coronal view)에 대해서 128 호흡 주기를 측정하여 PIV 기법을 이용하여 계산하고, 계산된 결과를 다시 위상 별로 분류를 하여 위상 평균과 RMS 를 구하였다. 이런 일련의 작업을 반복하여 각각의 위상에 대한 20 개의 코로날 평면(Coronal view)데이터를 1mm 간격으로 얻는다. 이렇게 얻어진 20 개의 평면 데이터를 이용하여 3 차

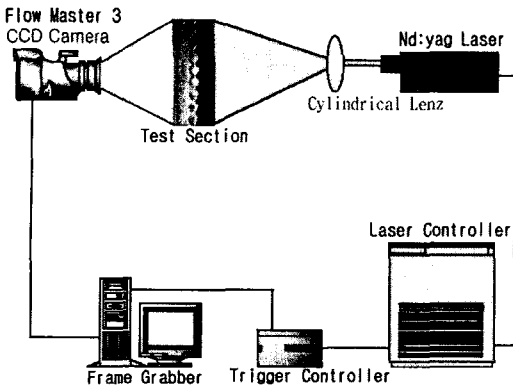


Fig. 5 Experimental set-up

원 데이터를 형성하여 다른 평면들에 대한 결과들을 재편성할 수 있었다.

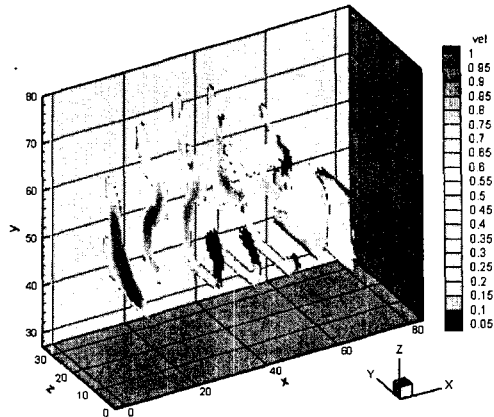
5. 결과 및 토론

비강 내의 유동은 위상에 따라 다양한 유동의 양상을 보여주고 있으며, 1 주기 당 17 위상에 대하여 측정된 결과들⁽⁸⁾ 중 흡기 유동(1-7 위상)의 결과를 Fig. 6에 나타내었다. 위상 5는 흡기 유량이 최고점을 지나 줄어들기 시작하는 시점의 유동으로서 대체로 3-6 번째 위상의 결과들은 이와 유사해 보여[Fig. 6(d)], 그 동안 대부분의 연구들이 행해졌던 일정 유량 조건하 실험 결과들의 정당성을 부분적으로 부여하고 있다.

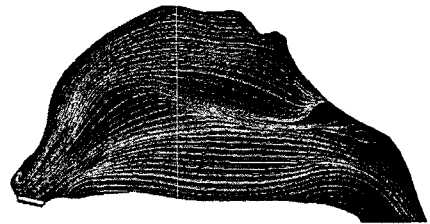
그러나, 논문 9의 심사 위원이 언급한 바와 같이, 들숨의 교체 시에는 1개의 큰 와류를 포함한 복잡한 와류들이 형성되고 있으며 이는 공해 물질이나 화합물들의 기도 내 침착 등에 영향을 미치므로 주기 유동 조건에 의한 실험을 통해서만 얻을 수 있다.

비강 내에서 속도가 가장 빠른 부분은 하비갑개의 앞부분이다. 이 영역은 Nasal valve를 통과한 유동이 관성을 가지고 진행하기 때문이다. 하비갑개의 뒤쪽으로 진행하면서 속도가 감소한다. 특히 흥미로운 현상 중 하나는 중비갑개의 후미에서는 유속이 증가하는 것을 알 수 있다.

그리고 하비갑개의 앞부분 상단과 중비갑개의 앞부분 하단에서 대부분의 유동이 유입이 되는데 이 부분은 중비도의 앞 부분으로써 많은 유동이 중비도를 지나가게 되고 상비도 영역을 지난 유동은 상비도가 없어지기 때문에 이 지점에서 합류하기 때문인 것으로 생각된다.



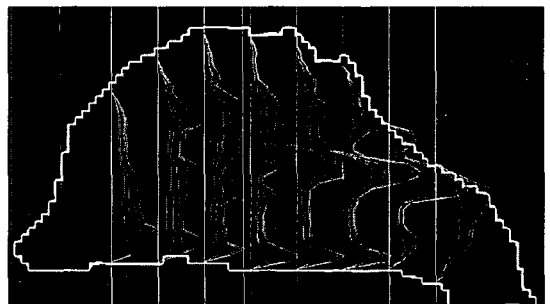
(a) Mean velocity distribution (Phase 5, Coronal View)



(b) Streamline near septum (Phase 5, Sagittal View)



(c) Streamline near septum (Phase 1, Sagittal View)



(d) Mean velocity distribution(Phase 1-8, Sagittal View)

Fig. 6 PIV results for nasal airflow during inspiration

인두, 후두, 그리고 기관에서의 PIV 유동 해석 결과는 Fig. 7, 8 에 나타내었다. 호흡의 한 주기를 7 위상으로 나누어서 실험하였으며, 흡기 시 기도 내의 주 유동은 뒤쪽(등쪽)으로 호기 시에는 앞쪽(배쪽)으로 쏠리는 것을 볼 수 있었다.(Fig. 8)

기관지에서의 위상 별 평균 유속은 Fig. 9, 10 과 같다. 기관지는 2 번째 분지부터 심장이 왼쪽에 위치함에 따라 비대칭적 3 차원적이어서 현재의 2 차원 PIV 해석으로는 어려움이 있었다. 향후 좀더 체계적인 실험 및 해석이 요망된다.

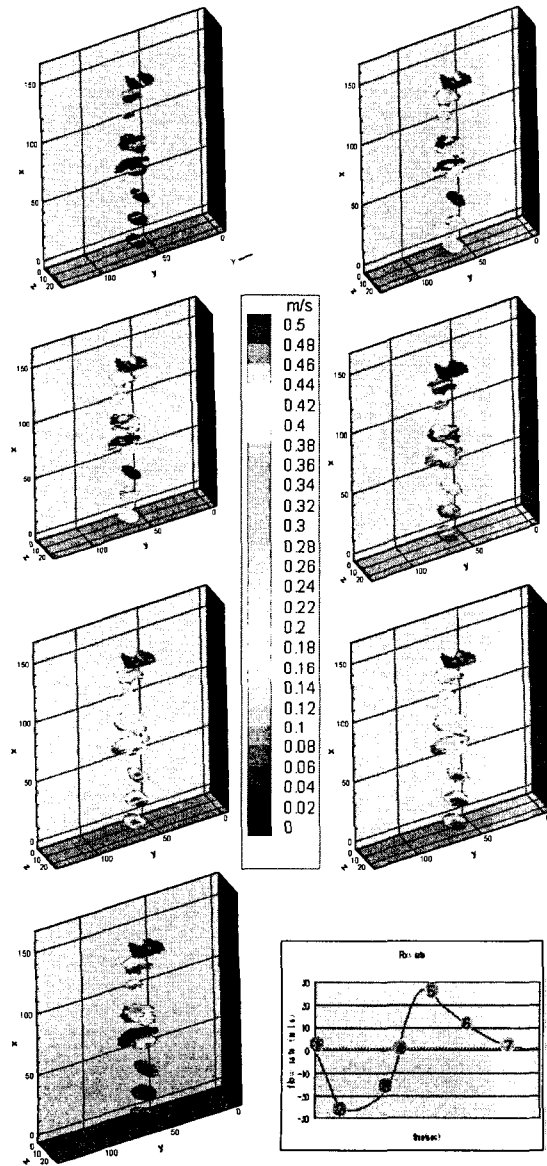
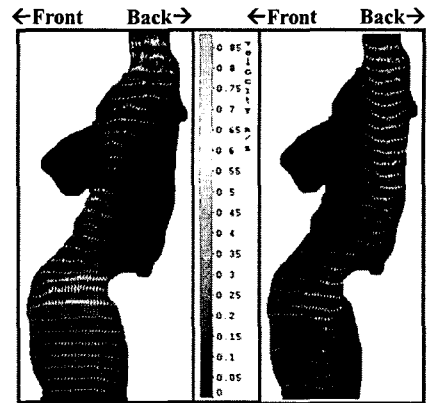
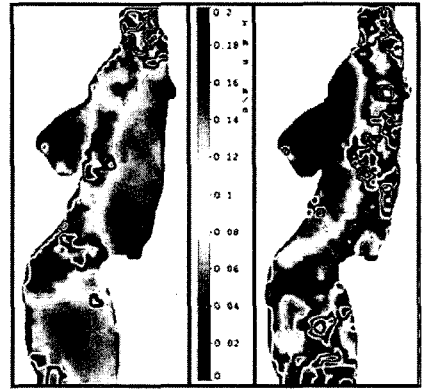


Fig. 7 PIV results for airflow in Pharynx, Larynx, Trachea : Velocity distribution in cross section



(a) Mean Velocity near center sagittal plane



(b) RMS value near center sagittal plane

Fig. 8 PIV results for airflow in Larynx

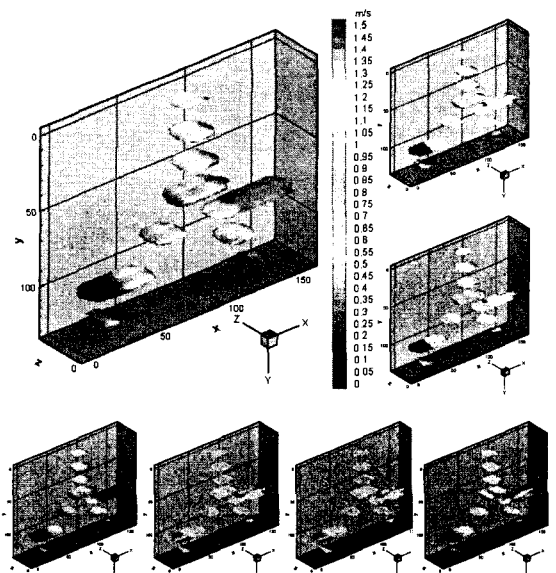


Fig. 9 Results for airflow in Bronchus : Velocity distribution in cross section

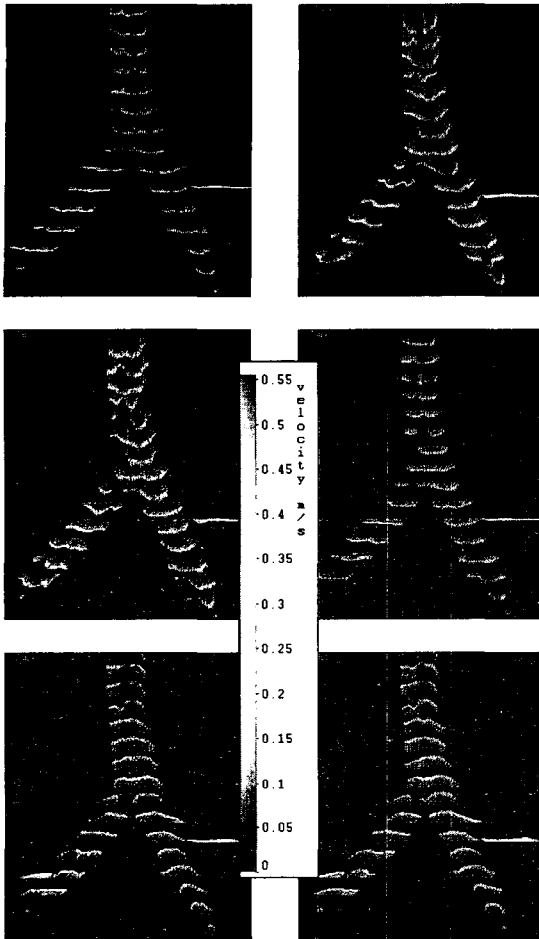


Fig. 10 Results for airflow in Bronchus

6. 요약

CT 스캔 데이터를 이용하여 호흡기의 컴퓨터 모델을 얻고, RP 를 이용하여 고품 모형으로 정교한 호흡기 유로 모형을 제작하였고, 호흡을 정확하게 모사하는 펌프를 만들었다. 사람의 호흡에 관한 생리적 데이터를 이용하여 캠을 제작하고 대형 피스톤 펌프를 만들어 사람의 호흡을 정확하게 모사하였다. 이를 이용하여 생리적 주기를 갖는 호흡기 내 유동에 대한 PIV 결과를 획득하였다. 최초로 정확한 기하학적 형상 및 입구와 출구 조건 하에서 인후부와 기관 내의 공기 유동장의 데이터베이스를 확보하였으므로, 향후 기존의 단순화된 모델을 이용한 실험적 수치해석적 결과들을 검증하는데 활용될 것이며 호흡기 질환의 진단과 치료에 기여할 수 있는 생리학적 병리학적 데이터

를 제공할 수 있으리라 생각된다. 또한 공해 물질, 유독 물질, 흡입 약품 등의 호흡기 내 흡착 현상 규명 등에도 활용될 수 있을 것으로 보인다.

참고문헌

- (1) Scherer, P.,W., Hahn, I.I. and Mozell, M.M., 1989, "The Biophysics of Nasal Airflow," *Otol. Clinics N. Ame.*, Vol. 22, No. 2, April, pp. 265~278.
- (2) Hess, M.M., Lampercht, J. and Horlitz, S., 1992, "Experimentelle Untersuchung der Strombahnen in der Nasenhauptohle des Menschen am Nasen-Modell," *Laryngo-Rhino-Otol.*, 71, pp. 468~471.
- (3) Hopkins, L.M., Kelly, J.T., Wexler, A.S. and Prasad. A.K., 2000, "Particle Image Velocimetry Measurements in Complex Geometries," *Exp. Fluids*, 29, pp. 91~95.
- (4) Kim, S.K. and Son, Y.R., 2002, "Particle Image Velocimetry Measurements in Nasal Airflow," *Trans. of the KSME B*, Vol. 26, No. 6, pp. 566~569.
- (5) Kim, S.K. and Huh, J.R., 2004, "An Investigation on Airflow in Abnormal Nasal Cavity by PIV," *Journal of Visualization*, Vol. 6, No. 4, pp. 274~281.
- (6) Kim, S.K. and Huh, J.R., 2004, "An Investigation on Airflows in Abnormal Nasal Cavity with Adenoid Vegetation by Particle Image Velocimetry," *KSME International Journal*, Vol. 18, No. 10, pp. 1799~1808.
- (7) Kim, S.K. and Son, Y.R., 2004, "An Investigation on Airflow in Disordered Nasal Cavity and its Corrected Models by Tomographic PIV," *Measurement Science and Technology*, Vol. 15, pp. 1090~1096.
- (8) Kim, S.K. and Shin, S.J., 2005, "The Experimental Research on Periodic Airflow in Human Nasal Cavity," *Trans. of the KSME B*, Vol. 29, No. 1, pp. 103~109.
- (9) Chung, S.K., Son, Y. R., Shin, S.J. and Kim, S.K., 2006, "Nasal Airflow During Respiratory Cycle," *American J. Rhinology*, Vol. 20, No. 4, pp. 379~384.
- (10) Sarangapani, R. and Wexler, A.S., 2000, "Modeling Particle Deposition in Extrathoracic Airways," *Aerosol Sci. Tech.*, Vol. 32, pp. 72~89.
- (11) Heeman, A.F., Matida, E., Pollard, A. and Finlay, W.H., 2003, "Experimental Measurements and Computational Modeling of the Flow Field in an Idealized Human Oropharynx," *Experiments in Fluids*, Vol. 35, pp. 70~84.
- (12) Johnstone, A., Uddin, M., Pollard, A. and Heeman, W.H., Finlay, 2004, "The Flow Inside an Idealized Form of the Human Extra-thoracic Airway," *Experiments in Fluids*, Vol. 37, pp. 673~689.
- (13) Comer, J.K., Kleinstreuer, C. and Zhang, Z., 2001, "Flow Structures and Particle Deposition Patterns in Double-bifurcation Airway Models," *J. Fluid Mech.*, Vol. 435, pp. 25~54.
- (14) Liu, Y., So, R.M.C. and Zhang, C.H., 2003, Modeling the Bifurcating Flow in an Asymmetric Human Lung Airway," *J. Biomech.*, Vol. 36, pp. 951~959.