

비강 내 공기유동에 대한 실험 및 전산유동가시화

김성균[†], 박준형*, 흰광림*

Numerical and experimental flow visualization on nasal air flow

Sung Kyun Kim

Key Words : Bio-Fluid Mechanics(생체 유체 역학), Nasal Airflow(비강내부 유동), Tomographic PIV(단층영상유속계), CFD, CT(Computed Tomogram)

Abstract

Knowledge of airflow characteristics in nasal cavities is essential to understand the physiological and pathological aspects of nasal breathing. Several studies have utilized physical models of the healthy nasal cavity to investigate the relationship between nasal anatomy and airflow. In our laboratory, there have been a series of experimental investigations on the nasal airflow in normal, abnormal, and deformed nasal cavity models by PIV under both constant and periodic flow conditions. In this time normal and several deformed nasal cavity models, which simulate surgical operation, Turbinectomy, are investigated numerically by the FVM general purpose code and PIV analysis. The comparisons of these results are appreciated. Dense CT data and careful treatment of model surface under the ENT doctor's advice provide more sophisticated cavity models. The Davis (LaVision Co.) code is used for PIV flow analysis. Average and RMS distributions have been obtained for inspirational and expirational nasal airflows in the normal and deformed nasal cavities.

1. 서 론

코 내부의 공기 유동을 이해하는 것은 코의 호흡에서의 생리학적이고 병리학적인 면들을 설명하는데 있어 기초가 된다. 그러므로, 많은 생체공학 및 의공학 분야의 연구자들에 의해 연구되어 왔다. 공기 역학적인 실질적 연구는 20 세기 초에 시작되었으며, 최근에 몇몇 연구자들은 코 내부 공동(비강)을 모델화하여 정성적 가시화 실험을 수행하거나 열선 유속계 등으로 결과들을 얻었으나, 복잡한 기하학적 형상과 적절한 실험장치구성에 어려움을 겪어왔다. ^(1,2) 이러한 연구들은 대부분 단순화시킨 코 모델을 통해 이루어져 왔으며, 단순화 정도와 측정 방법에 따라 평균유동장의 결과들은 차이를 나타내었다. 최근의 Hopkins 등⁽³⁾에 의해 개발된 CT 촬영데이터를 이용한 급속모델형성법(Rapid Prototyping) 과 액체 투명실리콘의 성형

에 의한 모델 캐스팅 방법에 의해, 복잡한 해부학적 코 내부 공동현상을 내포 한 투명한 직육면체 유로를 만들 수 있게 됨으로써, PIV 에 의한 유동 해석이 가능하게 되었다. Kim 등^(4,5,6)은 이 방법을 발전시켜 보다 나은 모델제작법을 한국인의 정상, 비정상 비강 모델들에 적용하여 비강내의 질환에 대한 진단, 치료, 수술에 도움이 될 수 있는 결과를 얻었다. 본 연구에서는 인체의 생리학적 데이터로부터 호흡을 모사할 수 있는 왕복펌프를 제작하여 비강 모델에 연결하여 주기유동 하에서의 비강 내 유동을 위상(phase)별 속도 장들을 PIV 를 이용하여 구하였다. PIV 은 LaVision 사의 Davis 7.2 를 사용하였다.

수치해석을 위한 격자생성은 실험과 동일 모델을 사용하였고, 수치해석은 상용코드인 ANSYS 를 이용하였다. 수치해석 결과는 실험결과와 비교하였다.

비강내의 주기유동에 대한 실험 및 수치해석 결과들은 향후 이비인후과 진료와 수술 등에 기본자료 및 임상 데이터로 활용될 것이다.

[†] 책임저자, 정회원, 건국대학교 기계공학과

* 정회원, 건국대학교 대학원 기계공학과

2. 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 데이터(Fig.1)의 1 주기를 선택하여 유량곡선을 이산화 하고, 이를 구현할 수 있는 캠의 형상을 구하였다.(Fig. 2)

이 캠을 이용하여 주기적인 유량을 생성하는 왕복펌프 시스템을 Fig. 3 과 같이 제작하였다. 캠상의 흰 표지들은 PIV 측정이 이루어지는 위상을 나타낸다

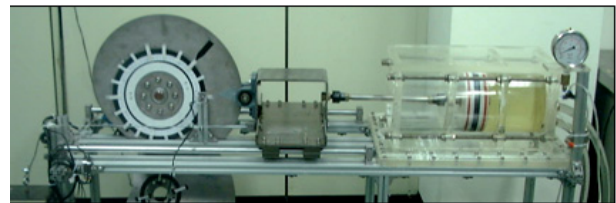
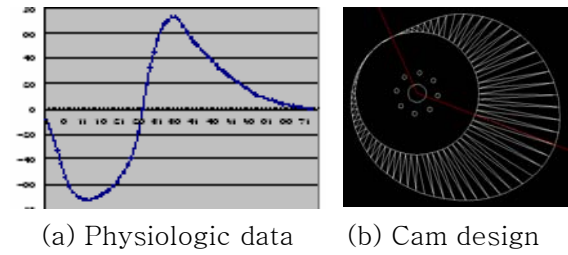


Fig. 1 Pumping system

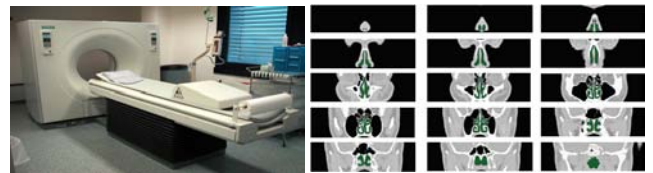
3. 유로 제작 및 수치격자 형성

비강내의 유동해석에 있어 주된 요소는 정확한 유로의 모델을 제작하는데 있다. 이를 위해 먼저 정상인의 코에 대한 좁은 간격의 CT 데이터를 입력으로 하여 신속 성형기법(rapid prototyping) 기계(Z Co. MA. USA)를 이용하여 유로 내부 유로의 고형모델을 만들었다. 재료는 물에 녹을 수 있는 옥수수 녹말(corn starch)을 사용 하였다. 직사각형 아크릴 상자에 이 모델을 넣고 투명한 액체실리콘(clear silicone)을 경화제와 섞어서 거품이 일지 않도록 조심해서 부어넣어 굳힌다. 실리콘이 완전히 굳은 후 찬물을 이용하여 녹말 모형을 녹여내면 유로가 완성된다. 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 작동유체로 사용하였다.

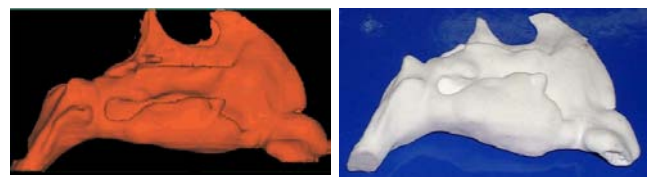
수치해석을 위한 격자생성은 실험에 사용된 CT 데이터로부터 만들어진 컴퓨터 모델을 이용하여 만들었다. 따라서 실험결과와의 비교를 통해서 적정 경계/초기 조건 및 수치해석코드(ANSYS)에 사용되는 계수들을 결정할 수 있으며, 실험결과와의 비교도 용이하다.

4. PIV 실험

PIV 해석을 위한 유동가시화 실험 장치의 개략 도는 Fig. 5 와 같다. 재원으로는 150mJ/pulse 의 2 광원 Nd:Yag 레이저(SPECTRON Co.), 최대해상도 1208*1024 pixels 1 μsec . 이상의 시간 간격의 2 쌍의 영상들을 초당 8 쌍 까지 처리 가능한 CCD 카메라(LaVision Co.), CCD 카메라와 레이저를 동조시



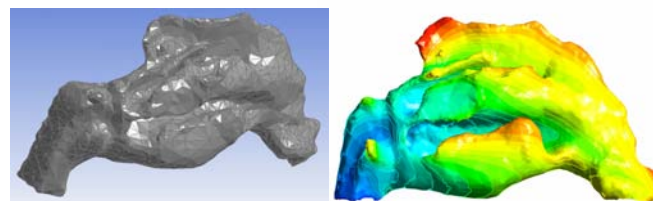
(a) CT scanning (b) Selected CT data



(c) 3D Computer Model (d) Negative Model by RP



(e) Model in a Plexiglas Box (f) Flow passage



(g) Grid Generation from (c) (h) Numerical Solution

Fig. 2 Creation of flow passage and Grid generation

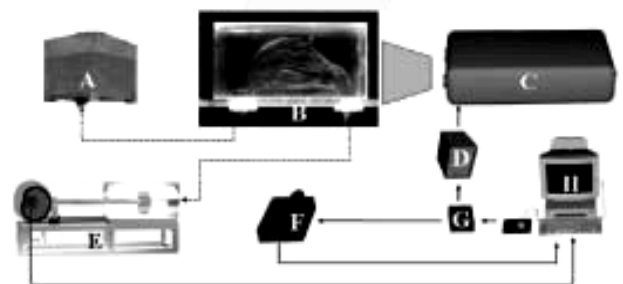


Fig. 3 Experimental set-up

키기 위한 트리거 컨트롤러, 그리고 프레임그래버를 내장한 더블 CPU PC 로 이루어져 있다.

직경 30 μm 정도의 폴리비닐 구형 입자(밀도 1.02)를 추적입자로 사용하였으며, 20cm*20cm 의 모델을 택하여 약 0.15mm/pixel 의 공간 해상도를 갖게 하였다. 실제 비강의 2 배 모델을 만들어 실험을 하였다. 그리고 작동유체로는 공기 대신 물과 글리세린의 혼합물을 사용하여 실험을 하였다. 그래서 두 유동의 무차원수로 일치시킴으로써 동적 상사가 필요하다. 수력직경과 동점성계수의 차이로 인한 불일치를 레이놀즈수(Re)와 무차원 진동수(Wo)를 일치 시킴으로써 동적 상사를 이루 수 있다. 실험조건은 표 1 과 같다.

$$\text{Raynolds No: } Re = \frac{VL}{\nu}, \text{ Womersly No: } Wo = L\sqrt{\frac{\omega}{\nu}}$$

비강 모형을 1mm 씩 서보모터로 제어되는 Linear guide 를 이용하여 이송하면서 총 33 회 실험을 수행하였다. 비강 모형이 2 배의 모형이므로 실제 사람의 비강에서는 0.5mm 이동하는 것과 같다. 그리고 한번의 호흡을 17 등분하여 실험 하였다. 이는 인체의 호흡이 주기가 3 초이므로 약 6 분의 1 초 간격으로 실험을 수행한 것이 된다.

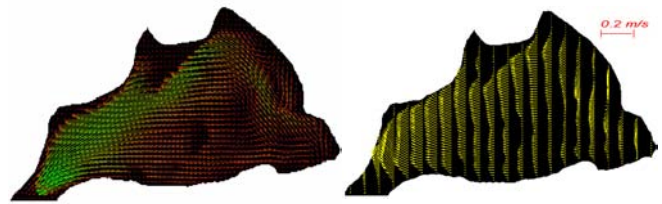
하나의 Sagittal 단면에 대해서 호흡의 주기 30 번을 실험하였고 이 측정된 결과를 계산하고, 계산된 결과를 다시 주기 별로 분류를 하여 평균과 RMS 를 구한다. 이런 일련의 작업을 33 회 반복을 하여 각각의 위상에 대한 Sagittal plane view 를 1mm 간격으로 얻는다. 이렇게 얻어진 data 로부터 3 차원복원을 하여 Coronal view 로 만들었다.

Table 1 Physiological and experimental condition

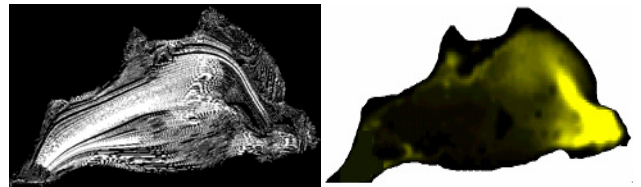
	Size	Flow-rate	Period
Human nose	1	125ml/sec	3 sec.
Model	2	103ml/sec	29 sec.

5. 결과 및 토론

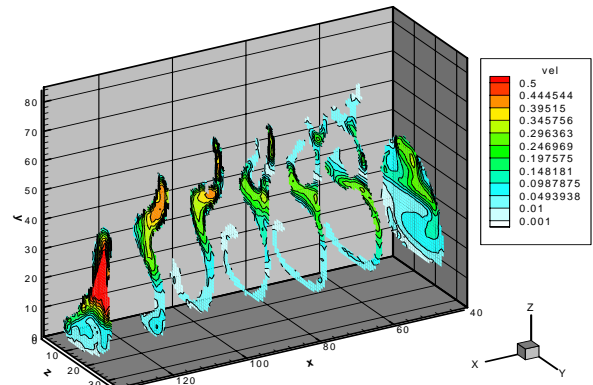
먼저, 휴지 시의 흡기 상태(반쪽 유로로 수시간 씩 번갈아 호흡)의 일정유량 유동에 대한 결과.⁽⁴⁾ 를 먼저 살펴보자 이때의 흡입유량은 125ml/sec 이고, 이 경우 Re 수(콧구멍의 수력직경을 길이, 여기서의 평균유속을 속도로 계산할 때)는 약 200 이다. Fig.4 는 비중격 부근의 1024 개 속도장의 평균 속도장과 RMS 분포, 유선을 나타낸다.



(a) Average velocity plot (b) Reduced average velocity

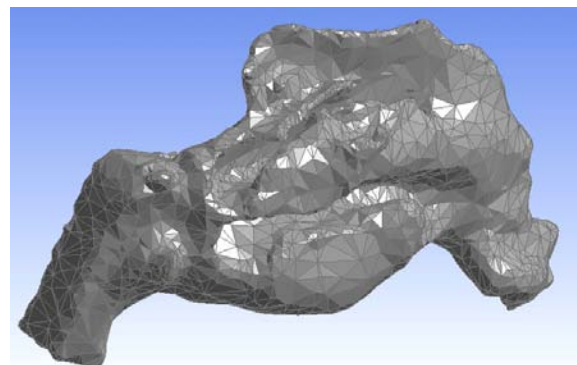


(c) Mean streamline (d) RMS distribution

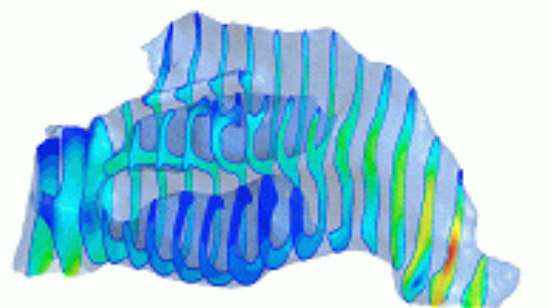


(e) Velocity distributions in coronal planes

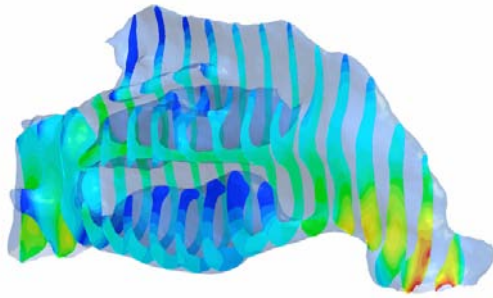
Fig. 4 Piv results on nasal airflow



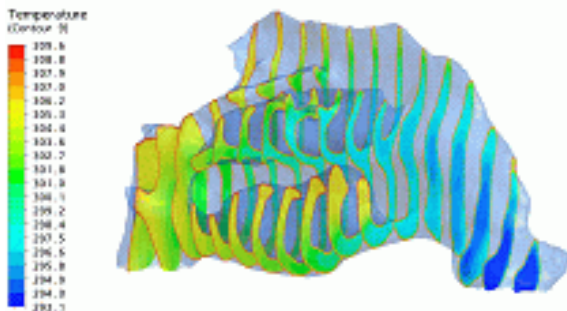
(a) Grid generation from 3D computer model



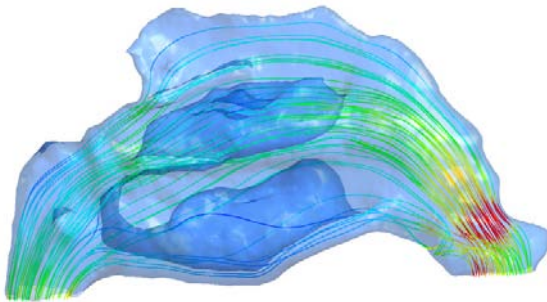
(b) Velocity distributions in coronal planes (Inspiration)



(c) Velocity distributions in coronal planes (Expiration)



(d) Temperature distributions in coronal planes



(e) Mean streamline

Fig. 5 Numerical solution for constant flow-rate condition

저 Re 수임에도 RMS 값은 코 입구 부근에서 20%에 이르고, 이는 코 내부 유로의 형상에 기인하며 열전달과 물질전달(습도)을 효과적으로 증가시키는 역할을 한다. 그림 5의 수치 해석해의 속도장은 PIV 실험결과와 유사한 분포를 나타내고 있으며, 온도분포도 구할 수 있었다.

6. 요약

CT 사진을 이용하여 살아있는 사람의 비강 형상을 얻고 RP를 이용하여 모형을 만들고 이 모형으로 정교한 비강 유로 모형을 제작하였고, 호흡을 정확하게 모사하는 펌프를 만들었다. 사람의 호흡 데이터를 이용하여 캠을 제작하고 대형 피스톤 펌프를 만들어 사람의 호흡을 정확하게 모사

하였다. 동일한 컴퓨터 모델을 이용하여 격자를 형성한 다음 FVM 코드를 이용하여 수치 해석해를 구하였다. 보다 자세한 검토와 의학적인 판단은 후속 연구에서 밝혀져야 한다.

후기

본 논문은 서울시 지원 전략산업혁신클러스터 e-Printing 사업단의 지원 연구 결과입니다.

참고문헌

- (1) Cheng, K.H., Cheng, Y.S., Yeh, H.C., Swift, D.L., (1997) Measurements of Airway Dimensions and Calculation of Mass Transfer Characteristics of the Human Oral Passage, *Trans. ASME*, Vol. 119, 476-482
- (2) Chung, S.K., Son, Y. R., Shin, S.J., Kim, S.K., (2006) Nasal airflow during respiratory cycle, *American J. Rhinology*, Vol. 20, No. 4, 379
- (3) Chung, S.K., Kim, S.K. (2006) The experimental research on the respiratory airflow in the human airway, *Proc. 5th World Congress of Biomechanics, Munich, Journal of Biomechanics*, Vol 39, S272
- (4) Doorly, D.J., Franke, V., Gambarruto, A., Taylor, D.J., Schroter, R.C. (2006) Nasal airflow: computational and experimental modeling, 5th World congress of Biomechanics, Munich, *Journal of Biomechanics*, S270
- (5) Hart, D.P. 2000, "PIV error correction", *Exp. Fluids* 29, 13-22
- (6) Hess, M.M., Lampercht, J., Horlitz, S. 1992, "Experimentelle Untersuchung der Strombahnen in der Nasenhauptthoehle des Menschen am Nasen-Modell", *Laryngo-Rhino-Otol.* 71, 468-471
- (7) Hopkins, L.M., Kelly, J.T., Wexler, A.S., Prasad, A. K. 2000, "Particle image velocimetry measurements in complex geometries", *Exp. Fluids* 29, 91-95
- (8) Kim, S.K., Son, Y.R., (2002) Particle Image Velocimetry Measurements in Nasal Airflow, *Trans. KSME B*, Vol. 26, No. 6, 566-569.
- (9) Kim, S.K., Huh, J.R., (2004) An Investigation on Airflow in Abnormal Nasal Cavity by PIV, *Journal of Visualization*, Vol. 6 No. 4, 274
- (10) Kim, S.K., 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, 1090-1096
- (11) Kim, S.K. (2006) The PIV Measurements on the respiratory airflow in the human airway, *Trans. KSME B*, Vol. 30, No. 11, 1051
- (12) Scherer, P.W., Hahn, I.I., Mozell, M.M. 1989, "The Biophysics of Nasal Airflow", *Otol. Clinics N. Ame.* Vol. 22, No. 2, April, 265-278