

비강 내 공기유동과 열 및 물질전달에 관한 연구

김성균[†], 흰광림*, 박준형*

Research on the nasal airflow and heat and mass transfer

Sung Kyun Kim, Huynh Quang Liem, Joon-hyung Park

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

Abstract

The three main physiological functions of nose are air-conditioning, filtering and smelling. 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 and deformed nasal cavity models by PIV under both constant and periodic flow conditions. In this time, airflow inside normal nasal cavity is investigated numerically by the FVM general purpose code. The comparisons with PIV measurement are appreciated. Heat and humidity transfer is dealt numerically. Dense CT data and careful treatment of model surface under the ENT doctor's advice provide more sophisticated cavity models for both PIV experiment and numerical grid system. Average and RMS velocity distributions have been obtained for inspirational and expirational nasal. Temperature distribution, heat and humidity transfer through the mucosa are obtained.

1. 서론

코(비강)의 주요한 세가지 생리학적 기능은 온도 및 습도의 조절, 불순물 여과, 그리고, 후각 기능이다. 비강 내부의 공기 유동을 이해하는 것은 코의 호흡에서의 생리학적이고 병리학적인 면들을 설명하는데 있어 기초가 된다. 그러므로, 많은 생체공학 및 의공학 분야의 연구자들에 의해 연구되어 왔다. 최근의 연구 경향은 CT 데이터로부터 비강의 컴퓨터모델을 형성하여 이로부터 유로를 제작하여 PIV 등 가시화 실험을 통하여⁽¹⁻⁴⁾ 또는 수치해석적으로⁽⁵⁻⁸⁾ 비강 내 공기유동을 해석하고 있다. 그러나 실험적 방법론에 있어서는 복잡한 기하학적 형상과 적절한 실험장치구성에 어려움을 겪어왔으며⁽⁹⁻¹⁰⁾, 초기의 연구들은 대부분 단순화시킨 코 모델을 통해 이루어져 왔으며, 단순화 정도와 측정 방법에 따라 평균유동장의 결과들은 차이

를 나타내었다. Hopkins 등⁽¹⁾은 CT 촬영데이터와 급속성형(Rapid Prototyping)를 이용한 모델 캐스팅 방법을 제안하여, 복잡한 해부학적 비강을 포함한 투명한 직육면체 유로를 만들어, PIV에 의한 유동 해석이 가능하게 되었다. Kim 등은^(2,11,12) 이 방법을 개선하여 보다 나은 모델제작법을 확립하여 한국인의 정상, 비정상 비강 모델들에 적용하여 비강내의 질환에 대한 진단, 치료, 수술에 도움이 될 수 있는 결과를 얻었다. 또한 인체의 생리학적 데이터로부터 호흡을 모사할 수 있는 왕복펌프를 제작하여 비강 모델에 연결하여 주기유동 하에서의 비강 내 유동을 위상(phase)별 평균 속도장들을 PIV 기법을 이용하여 구하였다.

최근에야 본격화 된 수치해석적 연구들은 이제 시작단계로서 정확한 비강의 기하학적 형상과 적정격자형성, 그리고 적절한 경계조건 결정 등의 문제들을 가지고 있으며, 난류모델도 비정상 유동에 적합하지 않은 k-ε 모델을 사용하고 있다⁽¹³⁻¹⁵⁾. 본 논문에서는 PIV 유동에 사용된 정밀한 컴퓨터 모델을 이용하여 수치모델과 격자형성을 하여 상용코드인 ANSYS(CFX)를 이용하여 속도장에 대한 수치해를 구하고 PIV 실험결과와 비교하였다. 두

[†] 책임저자, 정회원, 건국대학교 기계공학과

* 건국대학교 대학원 기계공학과

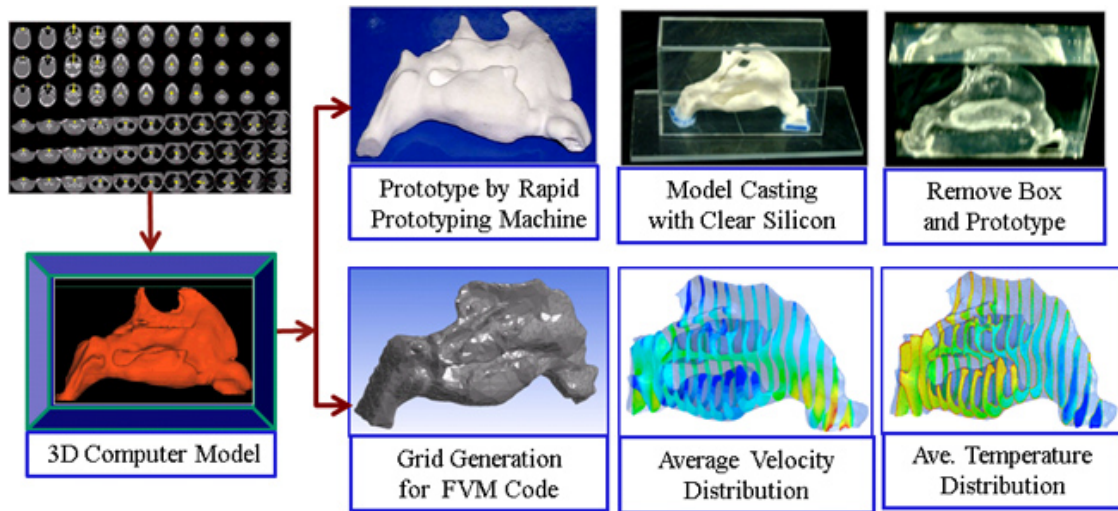


Fig. 1 Procedures of creating the cavity model from CT data; Physical (up) and Numerical (Down)

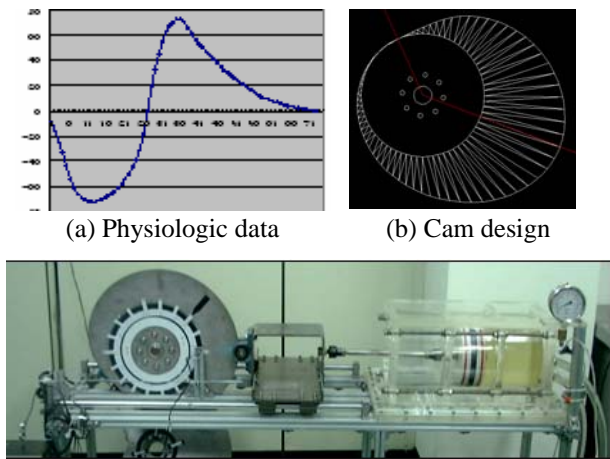


Fig. 2 Periodic pumping system

결과는 정성적으로 잘 일치하였으며, 이를 바탕으로 하여 온도장과 습도분포를 계산하였다. 비강 내 유동에 대한 실험 및 수치해석 결과들은 향후 이비인후과 진료와 수술 등에 기본자료 및 임상 데이터로 활용될 수 있다고 본다.

2. 유로 제작 및 수치격자 형성

비강 내 유동해석에 있어 정확한 유로의 모델 제작이 가장 중요한 관건이다. 이를 위해 먼저 정상인의 코에 대한 정밀한 CT 데이터를 입력으로 하여 정확한 컴퓨터 모델을 만들어 Fig. 1 과 같이 수치 및 실험모델을 제작한다. 실험을 위해 신속 성형기(rapid prototyping, Z Co. USA)를 이용하여 유로 내부 유로의 고형모델을 만들어, 케미글라스 박스에 넣어 고정한 후 액체실리콘(clear silicone)을

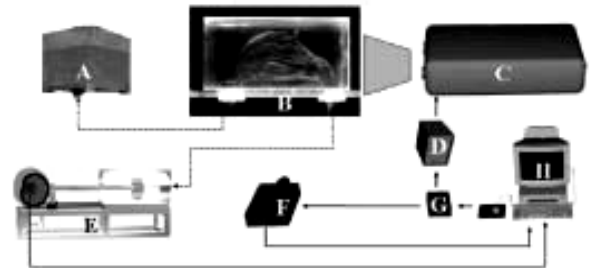


Fig. 3 Experimental set-up

경화시켜 유동해석을 위한 비강유로를 만든다⁽²⁾. 작동유체는 유로의 굴절률과 같은, 물과 글리세린 혼합유체(6:4 정도, 점도 $6.55 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{sec}$, 비중은 약 1.2)를 사용하였다. 그래서 두 유동의 무차원수를, 레이놀즈수(Re)와 무차원 진동수(Wo), 일치시킴으로써 동적비를 만족시켰다. 삼성의료원에서 구한 호흡에 관한 생리데이터의 한 주기를 모사하는 캠을 설계 제작하여 주기적인 유량을 생성하는 왕복펌프시스템을 Fig. 2 와 같이 제작하였다⁽¹²⁾. PIV 실험을 위한 장치의 구성도는 Fig.3 과 같다. 직경 $30 \mu\text{m}$ 정도의 폴리비닐 구형 입자(밀도 1.02)를 추적입자로 사용하였으며, $20\text{cm} \times 20\text{cm}$ 의 모델을 택하여 약 $0.15\text{mm}/\text{pixel}$ 의 공간 해상도를 갖는다.

수치해석을 위한 격자생성은 실험에 사용된 컴퓨터 모델을 이용하여 만들었다. 따라서 실험결과와의 비교를 통해서 적정 경계조건, 초기 조건 및 수치해석코드(CFX)에 필요한 계수들을 결정할 수 있으며, 실험결과와의 비교도 용이하다.

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.

3. 수치해석

비강 내의 공기유동은 비압축성 유동이고 밀도, 열 및 물질 전달 계수들이 일정하다고 가정하면 속도장, 온도장, 그리고 수증기 분포를 지배하는 방정식은 아래와 같다.

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (1)$$

$$\rho \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + \rho (\vec{u} \cdot \nabla) \vec{u} = -\nabla p + \mu \nabla^2 \vec{u} \quad (2)$$

$$\frac{\partial T}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \nabla) T = \frac{k}{\rho c_p} \nabla^2 T \quad (3)$$

$$\frac{\partial c_{H_2O}}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \nabla) c_{H_2O} = D_{H_2O} \nabla^2 c_{H_2O} \quad (4)$$

여기서, c_p (1004.4 J/kg/K)는 비열 k (0.0261W/m/K)와 D_{H_2O} (2.6×10^{-5} m²/s)는 공기의 열전도율 및 수증기의 확산계수이다. 그리고, c_{H_2O} 는 공기 중에 포함된 수증기의 양을 나타낸다.

유동영역은 콧구멍과 인두부를 입출구로 하고, 고정된 매끄러운 벽(비강내의 피부조직)으로 둘러싸여 있다. 온도와 수증기량에 대한 경계조건으로서 콧구멍에서 실내온도 20°C와 0.0047 kg/m³ (상대 습도 30%)이고, 인두부와 비강 벽에서의 온도는 35.5 °C이며, 비강 벽에서의 수증기량은 0.0438 kg/m³ (포화상태)이다. (Naftali 2004 참조)

유량에 대한 경계조건으로는 일정 유량조건의 경우 125 ml/s로 하였으며, 주기유동의 경우 삼성의료원으로부터 얻은 생리데이터를 인두부 단면 내에서 유량이 일정하다고 가정하여 적용하였다.

4. 결과 및 토론

먼저, 휴지 시의 흡기 상태(반쪽 유로로 수시간씩 번갈아 호흡)의 일정유량 유동에 대한 PIV 실험결과⁽⁴⁾를 먼저 살펴 보자. 흡입유량은 125ml/sec이고, 이 경우 Re 수(콧구멍의 수력직경을 길이, 여기서의 평균유속을 속도로 계산할 때)는 약 200이다. 비중격 부근의 1024 개 속도장의 평균 속도장과 RMS 분포, 유선 등을 Fig. 4에 나타내었다. 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 수치해석해의 속도장은 PIV 실험결과와 유사한 분포를 나타내고 있으며, 평균 유선, 온도분포, 비강 벽에서의 열전달, 그리

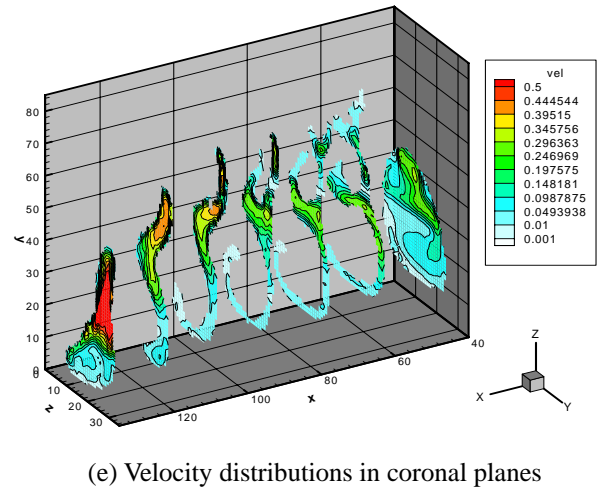
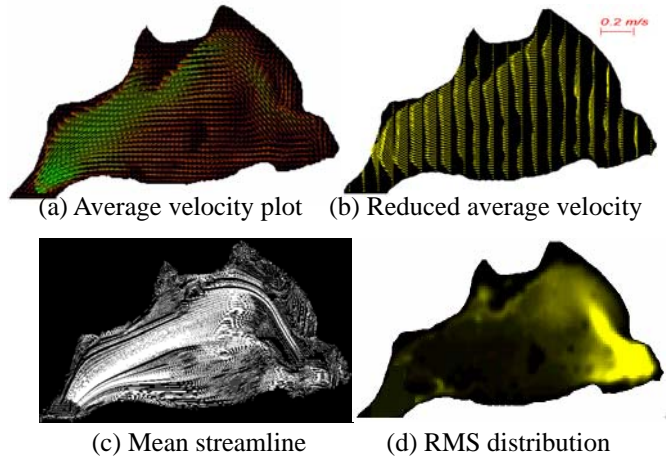
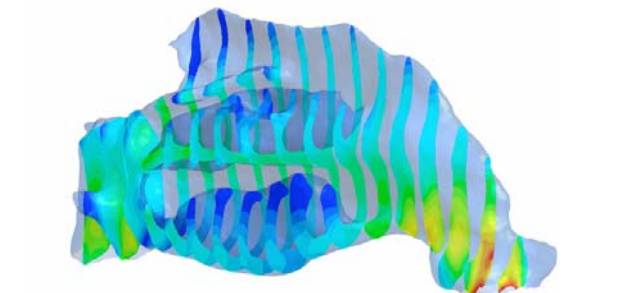
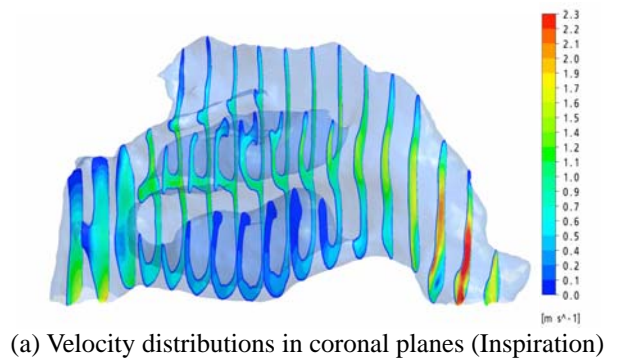


Fig. 4 PIV results for constant flow-rate case



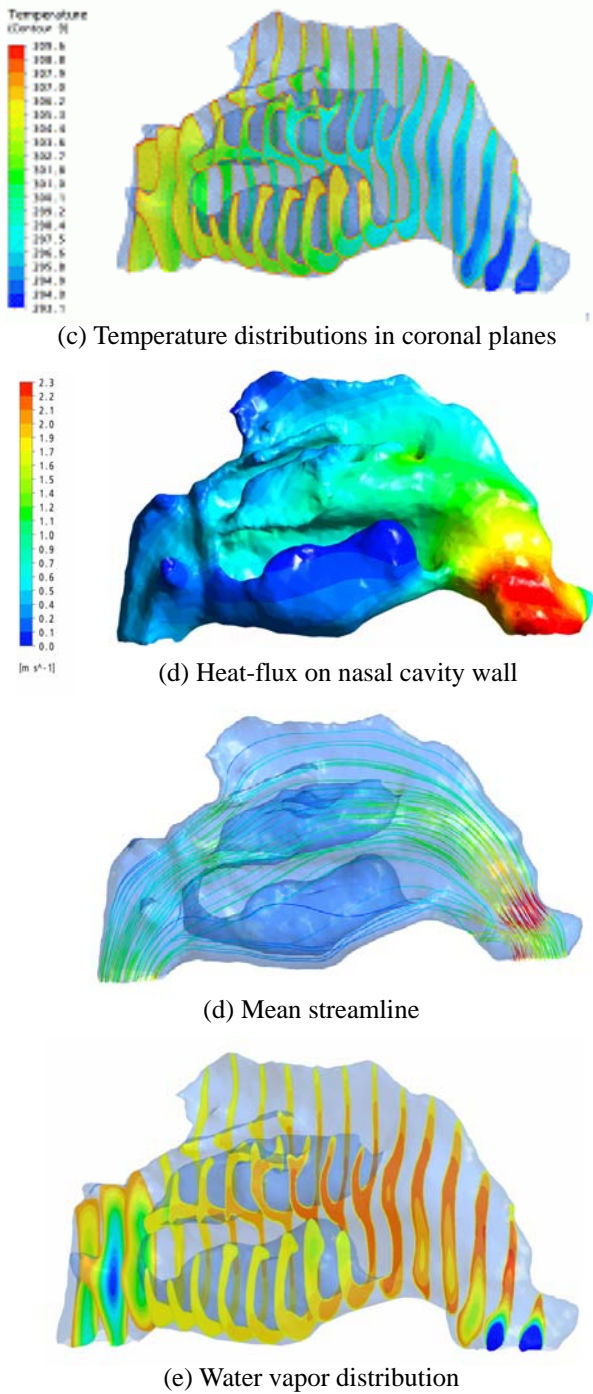


Fig. 5 Numerical solution for constant flow-rate case

고 수증기 분포가 주어져 있다. 주기유동 조건하에서의 PIV 실험 결과는 Chung and Kim(2006)에 나타나 있으며, 속도 및 온도장에 대한 결과는 Fig. 6-9 에 나타내었다. 속도장에 대한 수치해석 결과는 PIV 실험 결과와 정성적으로 잘 일치하므로 경계조건들은 적절하다고 보여진다. 그러나 온도 및 수증기량에 대한 결과는 벽에서의 등온조건과 등수증기량 조건은 개선이 필요하다고 보여진다.

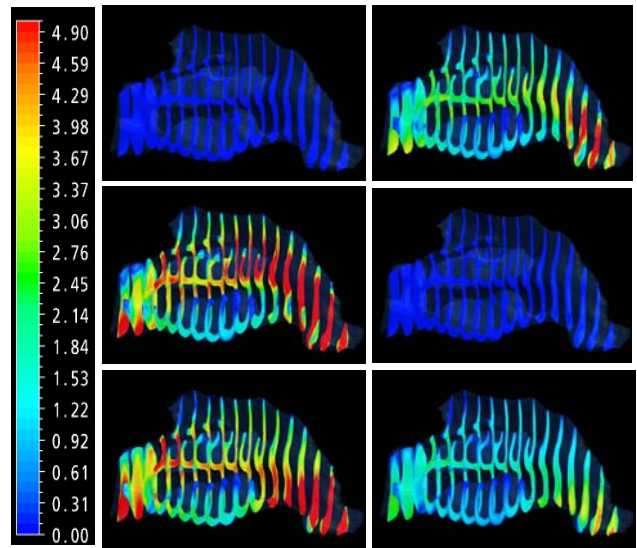


Fig. 6 Numerical solution of velocity for periodic case

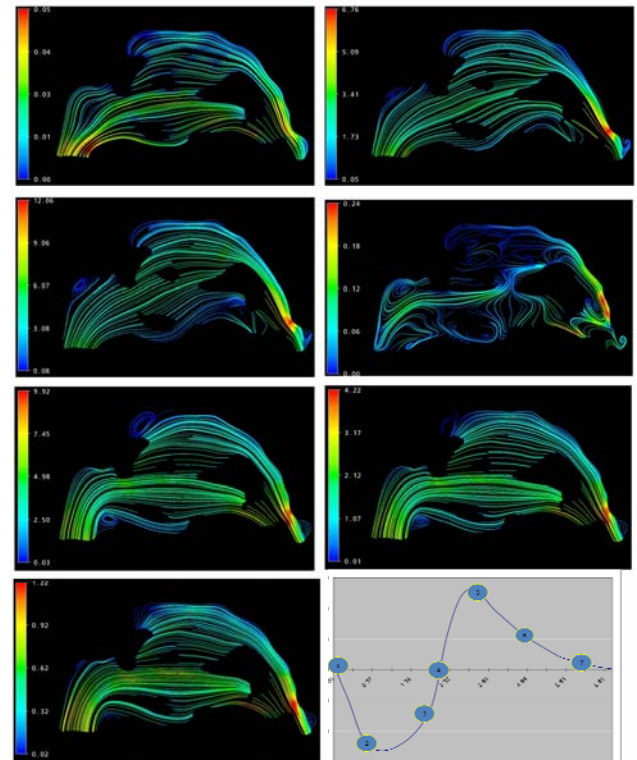


Fig. 7 Numerical solution of velocity for periodic case

5. 요약

CT 사진을 이용하여 살아있는 사람의 비강 형상에 대한 컴퓨터 모델을 형성하여 RP 를 이용하여 모형을 만들고 이 모형으로 정교한 비강 유로를 제작하였다. 또한, 호흡을 정확하게 모사하는 펌프를 만들어 비강유로에 유량을 공급하여 가시화 실험을 수행하였고, PIV 유동해석을 통하여 평균 속도장을 구할 수 있었다. 동일한 컴퓨터 모델

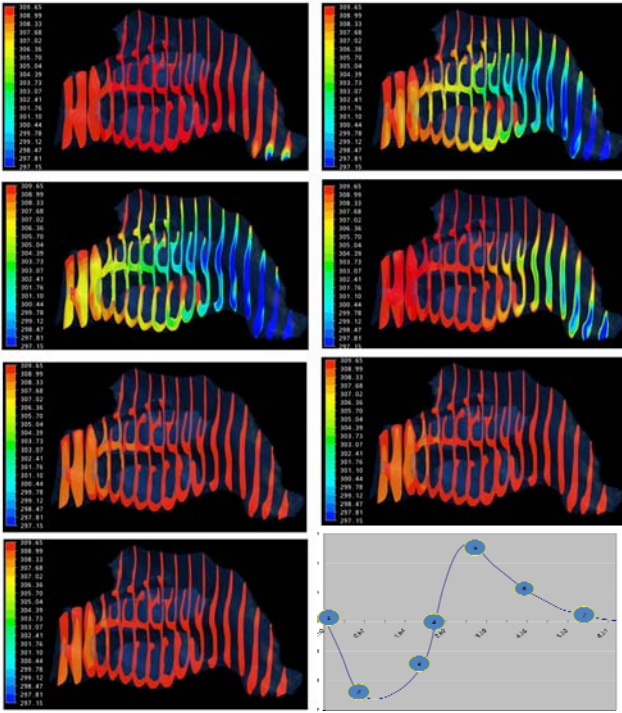


Fig. 8 Numerical solution of temperature distribution for a periodic flow case

을 이용하여 적절한 수치격자를 형성한 다음 FEM 코드를 이용하여 수치해석 해를 구하였다. 한국인의 정상 비강 내 공기유동에 대한 해를 구하여 PIV 실험결과와 비교하였다. 온도 분포와 비강 피부 조직을 통한 열 및 수증기 전달 양을 수치해석적으로 구하였다. 이리하여 주어진 환자의 CT 데이터로부터 실험 및 수치해석을 위한 방법론을 확립하였고, 향후 정상 및 병리학적인 비강에 대한 연구 및 수술 등 비강 질환의 처치에 관한 연구를 수행할 계획이다. 보다 자세한 검토와 의학적인 판단은 후속 연구에서 밝혀져야 한다.

후기

이 논문은 2008 년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. R01-2008-000-20196-0)

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) Naftali, S., Schroter, R.C., Shiner, R.J., Elad D. The air-conditioning capacity of the human nose, Anals of Biomedical engineering, Vol. 33, No. 4, 545-553

(13) 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