

〈 논문 〉

비강내 주기유동장의 실험적 해석에 관한 연구

김 성 균[†], 신 석 재^{*}

(2004년 8월 13일 접수, 2004년 10월 20일 심사완료)

The Experimental Research on Periodic Airflow in Human Nasal Cavity

Sung Kyun Kim and Sok Jea Shin

Key Words : Bio-Fluid Mechanics(생체 유체 역학), Nasal Airflow(비강내부 유동), Tomographic PIV(단층 입자영상유속계), Oscillatory Pump(왕복 펌프), CT(Computed Tomogram)

Abstract

Airflow in the nasal cavity of a normal Korean adult is investigated experimentally by tomographic PIV measurement. Knowledge of airflow characteristics in nasal cavities is essential to understand the physiology and pathology aspects of nasal breathing. Several studies have utilized physical models of the healthy nasal cavity to investigate the relationship between nasal anatomy and airflow. All of these researches on nasal airflow are under the condition of constant flow-rate. In this study, nasal cavity flow with the physiological period is investigated by tomographic PIV, for the first time. A pumping system that can produce the periodic flow is created. Thanks to a new method for the model casting by a combination of the rapid prototyping and curing of clear silicone, a transparent rectangular box containing the complex nasal cavity can be made for PIV. The CBC PIV algorithm is used for analysis. Phase-averaged mean and RMS velocity distributions are obtained for inspirational and expiration nasal airflows. The comparison with the constant flow case is appreciated. There exist many flow patterns depending on each phase.

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 직접 속도를 측정하여 유용한 결과들을 얻었으나, 복잡한 기하학적 형상과 적절한 실험장치구성에 어려움을 겪어왔다. ^(1,2) 이러한 연구들은 대부분 단순화시킨 반쪽의 코 모델을 통해 이루어져 왔으며, 단순화 정도와 측정 방법에 따라 평균유동장의 결과들은 차이를 나타내었다. 최근의 Hopkins 등⁽³⁾에 의해 개발된 CT 영상 데이터를 이용한 급속 성형법(Rapid Prototyping)

과 액체 투명 실리콘의 경화에 의한 모델 캐스팅 방법에 의해, 복잡한 해부학적 코 내부 공동현상을 내포한 투명한 직육면체 유로를 만들 수 있게 됨으로써, PIV에 의한 유동 해석이 가능하게 되었다. Kim 등⁽⁴⁻⁶⁾은 이 방법을 발전시켜 보다 나은 모델 제작법을 한국인의 정상, 비정상 비강 모델들에 적용하여 비강내의 질환에 대한 진단, 치료, 수술에 기초가 될 수 있는 결과를 얻었다.

이상의 모든 연구는 코의 반쪽모델에 일정한 유량 상태하에서 이루어져 왔었다. 본 연구에서는 인체의 생리학적 데이터로부터 호흡을 모사할 수 있는 왕복펌프를 제작하여 비강 모델에 연결하여 주기 유동 하에서의 비강내 유동을 위상(phase)별 속도장들을 PIV 기법을 이용하여 구하였다. PIV 해석 알고리즘으로는 전처리 과정을 거친 영상데이터에 대해 Hart⁽⁷⁾의 CBC 알고리즘을 적용하였고, 윈도우오프셋(Window Offset)을 한차례 수행하였다.

PIV 실험수행은 33 개의 Sagittal Plan 에 대해 1 주기를 17 등분하여 20 주기에 대해 측정을 하여 위상 평균한 속도장을 구하였다. 대부분의 위상에서 속도 분포는 일정 유량 하의 결과들과 상사성을 보이고 있으나 들숨과 날숨의 교체기에 복잡한 유

[†] 책임저자, 회원, 건국대학교 기계공학과

E-mail: sungkim@konkuk.ac.kr

TEL: (02)450-4104, FAX: (02)3436-0540

* 건국대학교 대학원 기계공학과

동 구조를 보였다. 또한 호흡 주기에 걸쳐 유량이 변하므로 최대 유량에 따라서는 층류와 난류가 혼재하는 경우도 예상할 수 있다.

최초로 구한 한국인의 비강내의 주기유동에 대한 이 논문의 결과들은 향후 이비인후과 진료와 수술 등에 기본자료 및 임상 데이터로 활용될 것이다.

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 생리 데이터(Fig. 1)

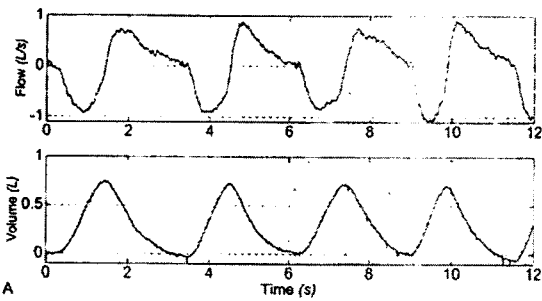


Fig. 1 Flow rate and tidal volume of rest respiration

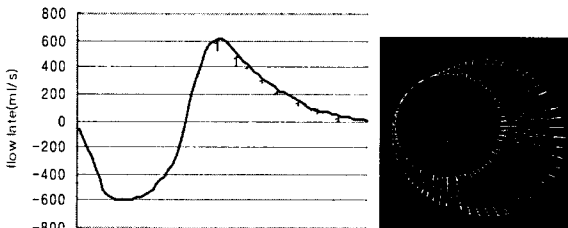


Fig. 2 Selected tidal volume for one period from Fig. 1 and a CAD drawing of Cam

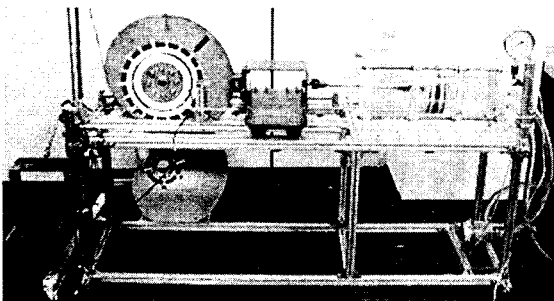
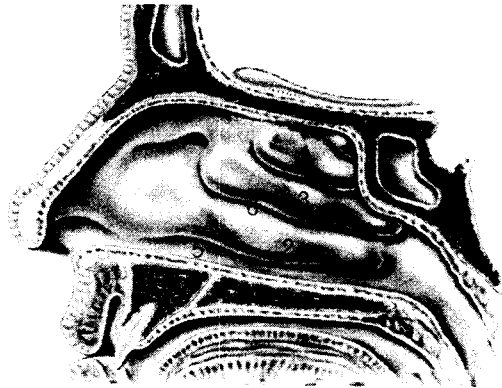


Fig. 3 Pumping system

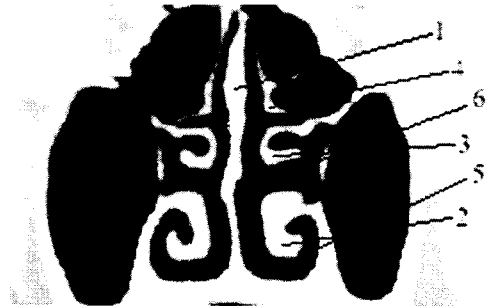
의 주기를 선택하여 유량 곡선을 이산화 하고, 이를 구현할 수 있는 캠의 형상을 구했다(Fig. 2). 이 캠을 이용하여 주기적인 유량을 생성하는 왕복 펌프 시스템을 Fig. 3 과 같이 제작하였다. 캠상의 흰 표지들은 PIV 측정이 이루어지는 위상을 나타낸다.

3. 코의 구조 및 해부학

비강의 유동해석과 연관된 코의 해부학적 구조는 Fig. 4 와 같다. 유로와 유로를 둘러싼 피부조직을 간략히 설명하면, 두 비강의 세로 격막에 해당되는 비중격(Nasal Septum)과 상,중,하 비갑개 등 피부조직으로 둘러 쌓인 3 개의 고리모양의 유로(상,중,하 비도)로 이루어 진다. 코의 좌우 2 개의 유로는 휴지 시 번갈아 가며 사용되며 (4~6 시간), 중, 하비도로 유량의 대부분이 지나게 된다.^(2, 3) 후각 세포는 상비도 위쪽에 주로 밀집되어있고 이



(a) Sagittal view of nasal anatomy



(b) Cross sectional view (CT)

- 1. Nasal septum
- 2. Inferior turbinate
- 3. Middle turbinate
- 4. Superior turbinate
- 5. Inferior miatus
- 6. Middle miatus

Fig. 4 Nasal anatomy

부분의 유량은 아주 약하므로, 휴지기 시 강한 냄새가 아니면 후각 세포를 잘 자극 하지 못한다. 일반인의 경우, 내, 외상에 의해 유로의 일부가 폐쇄되거나, 휘는 경우가 많아 정상인의 코 모델을 얻기가 매우 힘들다. 예를 들어, 비후성비염의 결과로 하비도가 폐쇄 된 경우나 외상에 의해 비중격이 휘는 경우는 아주 흔한 경우이다. 따라서 전문의의 자문을 받아, 정상에 가까운 한국 성인의 코 CT 스캔 데이터를 골라 컴퓨터 모델에 수정을 가하여(부비동 등 불필요한 부분 제외) 정상 한국인의 코 모델로 선정하였다.

4. 코 내부 유로 제작 및 작동 유체

코 내부 공동내의 유동해석에 있어 주된 요소는 정확한 유로의 모델을 형성하는데 있다. 이를 위해 먼저 정상인의 코에 대한 좁은 간격(0.6mm)의 CT(Computed Tomogram, Somatom plus 4, Siemens Co.) 촬영 데이터(Fig. 5 참조)를 입력으로 하여 신속

성형(rapid prototyping) 기계(Z Co. MA. USA)를 이용하여 유로 내부 유로의 고휘 모델을 만들었다. (Cyber med Co.) 2 개의 코 내부 통로는 목 부근에서 연결되며, 일반적으로 4-6 시간 간격으로 번갈아 한쪽 통로가 호흡에 주로 사용되므로, 코 한쪽의 2 배 모델을 제작하여 유동 해석 하였다. 재료는 물에 녹을 수 있는 옥수수 녹말(corn starch)을 사용하였다. 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. (문헌 4,5 참조) 이렇게 완성된 유로의 굴절률 등 광학적 성질은 물,공기와 다르기 때문에, 물과 글리세린을 섞어 동일한 굴절률을 갖는 비율(체적대비 52:48, 점도 $6.55 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{sec}$, 비중은 약 1.2)을 찾아내어 이를 작동유체로 하여 실험을 수행하였다.

5. PIV 실험

PIV 해석을 위한 유동가시화 실험 장치의 개략도는 Fig. 6 과 같다. 재원으로는 150mJ/pulse 의 2 광원 Nd:Yag 레이저 (SPECTRON Co.), 최대해상도 1208*1024 pixels $1 \mu \text{ sec}$. 이상의 시간 간격의 2 쌍의 영상들을 초당 8 쌍 까지 처리 가능한 CCD 카메라(LaVision Co.), CCD 카메라와 레이저를 동조시키기 위한 트리거 컨트롤러, 그리고 프레임그래버를 내장한 더블 CPU PC 로 이루어져 있다.

코 내부 유로 모델은 5 개의 유량계로 이루어진 유량 조절 벤치를 거쳐 탱크로 연결된 폐 회로를 이루고 있다. 직경 $80 \mu \text{ m}$ 정도의 폴리비닐 구형 입자(밀도 1.02)를 추적입자로 사용하였으며, $20\text{cm} \times 20\text{cm}$ 의 모델을 택하여 약 0.15mm/pixel 의 공간 해상도를 갖게 하였다.

펌프의 출력측은 비강모형의 목 부분과 연결이 되어있어 마치 펌프가 허파와 같은 역할을 하게 만들었다. 그리고 피스톤을 움직이는 슬라이드에 폴리를 이용하여 추를 달아 피스톤이 후퇴하는 경우, 즉 숨을 들어 마시는 경우는 피스톤의 후퇴에 의해서 작동유체가 움직이게 하여서 호흡과 유사성을 높였다. 그리고 장시간 실험을 하기 때문에 발생할 수 있는 문제 중 하나인 작동유체의 온도의 변화를 막기 위해서 디지털 온도센서와 열선을 연결하여 온도의 편차를 0.2 이내로 줄였다.

본 연구에서는 실제 비강의 2 배 모델을 만들어 실험을 하였다. 그리고 작동유체로는 공기 대신

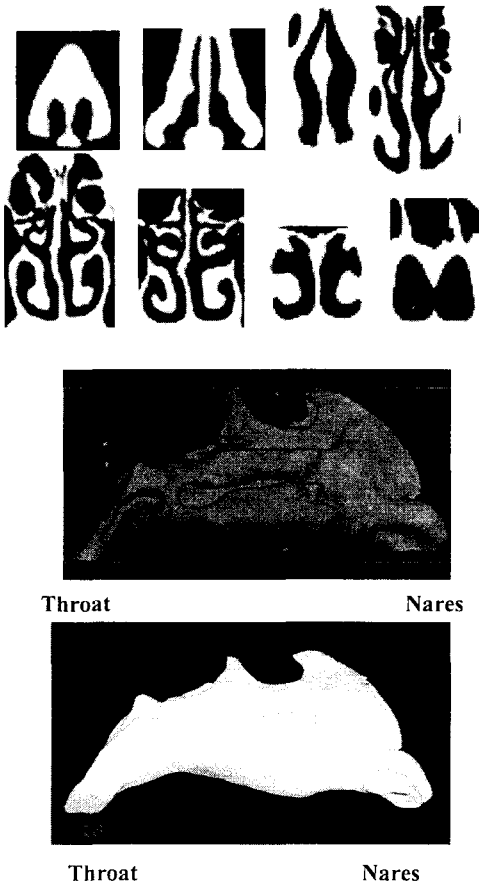


Fig. 5 Coronal CT scan of a male nasal passage (up), 3 dim. Reconstruction image (middle) and Negative model by RP machine (down)

물과 글리세린의 혼합물을 사용하여 실험을 하였다. 그래서 두 유동의 무차원수로 일치시킴으로써 동적 상사가 필요하다. 수력직경과 동 점성 계수의 차이로 인한 불일치를 레이놀즈수(Re)와 무차원 진동수(Wo)를 일치 시킴으로써 동적 상사를 이루 수 있다. 실험조건은 Table 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 20 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 주기에 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	30 sec.

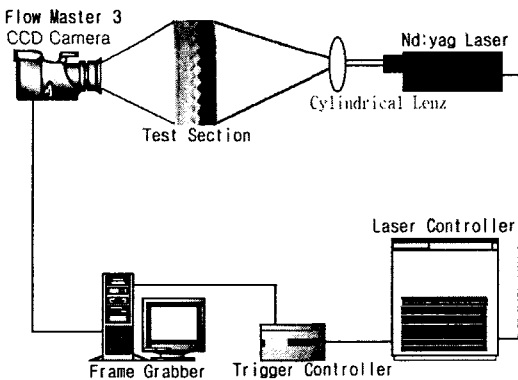
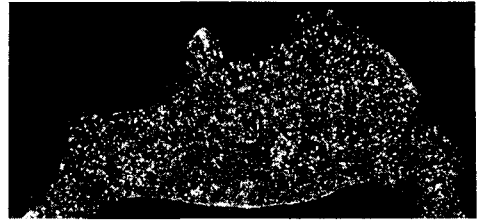
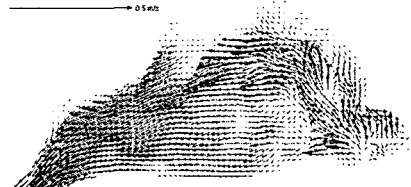


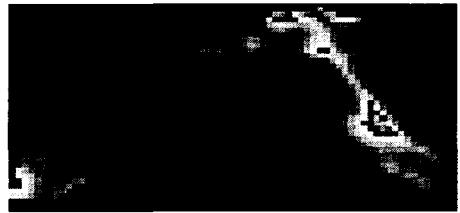
Fig. 6 Experimental set-up



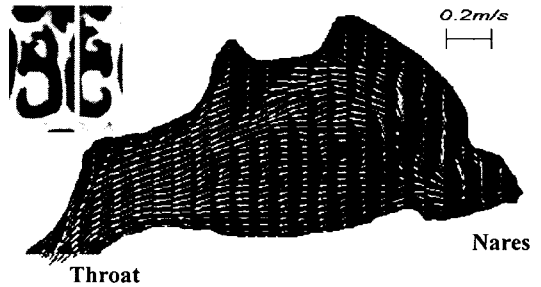
(a) Raw image



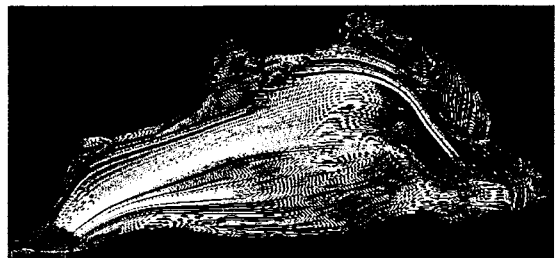
(b) Instantaneous velocity field



(c) RMS distribution(1024 images)



(d) Reduced mean velocity distribution(1024 images)

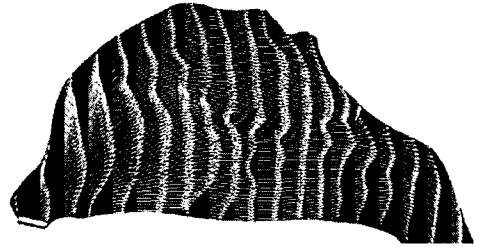


(e) Mean streamline(1024 images)

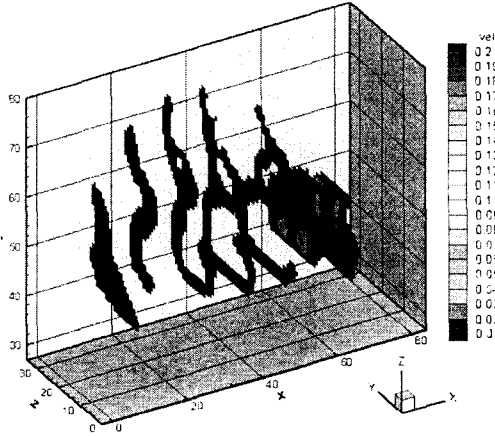
Fig. 7 PIV Results for Airflow of resting inspiration at Nasal Septum : Flow rate of 125 ml/sec



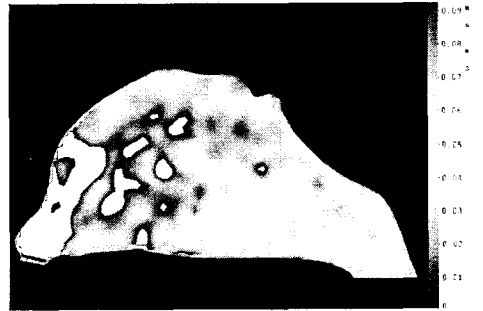
(a) Mean streamline (b) RMS distribution



(a) Reduced mean velocity distribution



(c) Coronal velocity contour



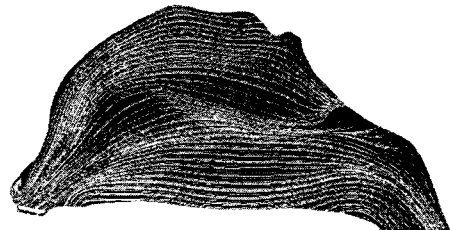
(b) RMS distribution

Fig. 8 Results for airflow in the beginning stage of inspiration (Phase 1 out of 17)

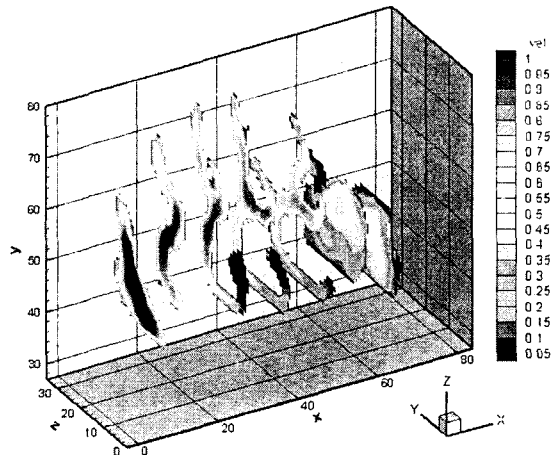
6. 결과 및 토론

먼저, 휴지 시의 흡기 상태(반쪽 유로로 수시간씩 변갈아 호흡)의 일정 유량 유동에 대한 결과⁽⁴⁾를 먼저 살펴보자 이때의 흡입 유량은 125ml/sec 이고, 이 경우 Re 수(코구멍의 수력 직경을 길이, 여기서의 평균 유속을 속도로 계산할 때)는 약 200이다. Fig. 7은 비중격 부근 단면의 유동 해석 결과로서, 영상 이미지, 순간 속도장, 평균 속도장, RMS 분포, 유선을 나타낸다. 저 Re 수임에도 RMS 값은 코 입구 부근에서 20%에 이르고, 이는 코 내부 유로의 형상에 기인하며 열 전달과 물질 전달(습도)을 효과적으로 증가시키는 역할을 한다. 실제로 코 입구로부터 3-4cm 정도의 유로를 지나며 공기는 섭씨 33-34도, 습도 90% 이상이 된다. Fig. 7(d)의 좌측 상단의 그림은 CT 상의 실험단면 위치를 나타내고 있다.

속도가 가장 빠른 부분은 중하 비갑개의 앞부분이다. 이 영역은 Nasal valve를 통과한 유동이 관성을 가지고 진행하기 때문이다. 하비갑개의 뒤쪽으로 진행하면서 속도가 감소한다.

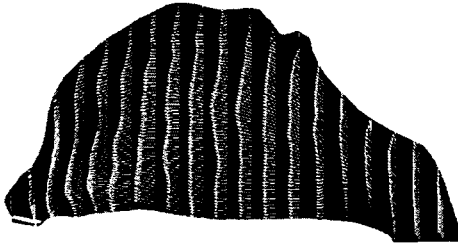


(c) Mean streamline

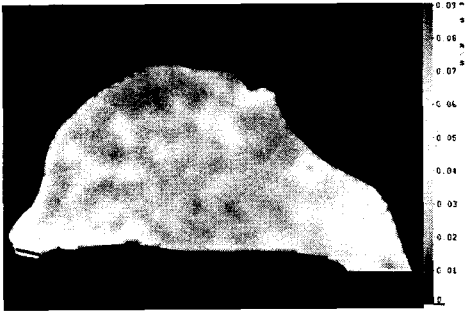


(d) Coronal velocity contour

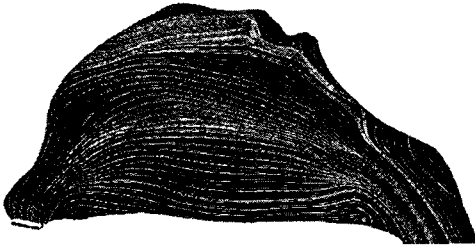
Fig. 9 Results for airflow in the middle stage of inspiration (Phase 5 out of 17)



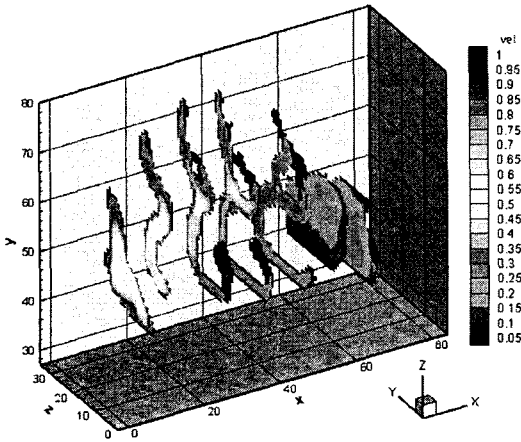
(a) Reduced mean velocity distribution



(b) RMS distribution

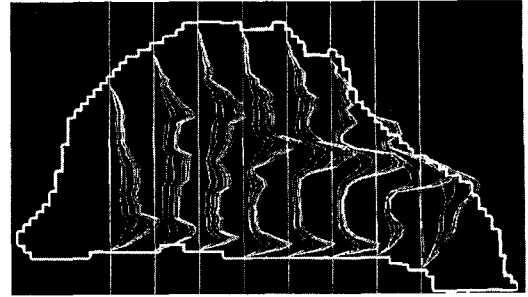


(c) Mean streamline

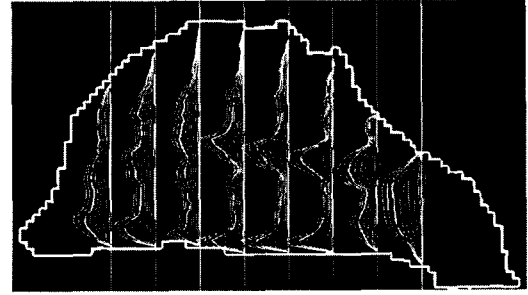


(d) Coronal velocity contour

Fig. 10 Results for airflow in the middle stage of expiration (Phase 12 out of 17)



(a) Inspiration phases



(b) Expiration phases

Fig. 11 Similarity in velocity profile

특히, 흥미로운 현상 중 하나는 중비갑개의 후미에서는 유속이 증가하는 것을 알 수 있다. 중비갑개가 수평에서 후연이 아래로 기울어져 있고 후연으로 오면서 커지기 때문에 면적이 좁아지는 것이 한 원인이다. 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.

이에 반해 호흡 주기에 따른 결과는 위상에 따라 다양한 유동의 양상을 보여주고 있다. Fig. 8-10은 1주기 (17 위상)에 대한 결과들 중 일부이다. Fig. 8은 들숨과 날숨의 교체 시에 큰 와류가 형성되고 있음을 보여 준다. 이 경우를 제외하면 Fig. 11에서 보듯이 평균 유속은 대체로 흡기 시나 호기 시나 각 위상의 결과들이 목 부근을 제외하고 일정 유량의 경우와 유사한 상사성을 보인다. 유선의 경우 흡기 시는 위상에 따른 변화가 적어 보였으며, 호기 시는 교체기 부근의 위상들에서 변화가 조금씩 관찰되었다. 흡기 시 최대 유량은 Nasal Valve 부근에 발생하고 주 흐름은 하비갑개 위쪽 비중격 근처와 비중격을 통해 흘러가고 또 다른 흐름은 중비갑개와 비중격 사이에서 발견되었다. 목 근처에서는 인후부의 위쪽을 지나갔다. 비전정

(nasal vestibule) 옆 부분에 높은 RMS 가 존재 하였다. 호기가 시작 될 무렵 중비갑개와 비중격 사이에 복잡한 작은 와류들이 형성되었으나 곧 사라지고 주 흐름은 중비도를 지나갔다.

이러한 결과 들은 한국인의 비강내 유동에 대한 첫 신빙성 있는 데이터로서 이비인후과 질환을 다루는 전문의들의 생리학적인 병리학적인 연구에 도움을 줄 것이다.

7. 결 론

CT 사진을 이용하여 살아있는 사람의 비강 형상을 얻고 RP 를 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 정확 하게 모사하였다. 이를 이용하여 생리적 주기를 갖는 비강내 유동에 대한 결과를 획득하고 기존의 일정유량하의 실험결과와 비교 분석하였다. 평균 속도장에 있어서는 호기 흡기 교체 시를 제외하면 대체로 상사성을 보이고 있으나 RMS 값이나 국소적인 유동장의 특성에 대해서는 보다 면밀한 검토와 비교 분석이 필요하다. 이상의 결과를 볼 때, 2 배 이상의 큰 모델을 사용할 경우 일정 유량 조건에 의한 실험 결과는 대체로 정당하다고 여겨지지만, 전체 유량이 증가할 경우, 위상에 따라 층류와 난류가 혼재할 가능성이 있다. 이 경우 본 논문에서 제시

한 왕복 펌프에 의한 주기 유동 하의 실험은 필수적이라 할 수 있겠다.

본 논문의 결과들은 주기 유동 조건하의 비강내 공기 유동에 대한 첫 3 차원 실험 데이터로서 수치 해석 모델들의 검증에 쓰일 것이며 이비인후과의 생리학적인, 병리학적인 연구에 도움이 될 것이다.

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 Nasenhauptthoehle 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 Son, Y.R., 2003 "PIV Measurements on Airflows in the Abnormal Nasal Cavity with Adenoid Vegetation," *Trans. of the KSME B*, Vol. 27, No. 4, pp. 566~569.
- (6) Kim, S.K. and Jung, S.K., 2004 "An Investigation on Airflow in Disordered Nasal Cavity and It's Corrected Models by Tomographic PIV," *Meas. Sci. Technol.* Vol. 15, pp. 1090~1096.
- (7) Hart, D.P., 2000, "PIV Error Correction," *Exp. Fluids* 29, pp. 13~22.