비강내 주기유동장의 실험적 해석에 관한 연구

김성균†, 손영락*, 신석재*

The experimental research on periodic airflow in human nasal cavity

Sung Kyun Kim

Key Words : Bio-Fluid Mechanics(생체 유체 역학), Nasal Airflow(비강내부 유동), Tomographic PIV(단층영상유속계), Rapid Prototyping(급속모델제작법), 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 연구되어져 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 계측하여 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 촬영데이타를 이용한 급속모델형성법(Rapid Prototyping)과 액체 투명실리콘의 응고에 의한 모델 캐스팅 방법에 의해, 복잡한 해부학적 코 내부 공동현상을 내포 한 투명한 직육면체 유로를 만들 수 있게 됨으로써, PIV 에 의한 유동해석이 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..

이상의 모든 연구는 코의 반쪽모델에 일정한 유량상태 하에서 이루어져 왔었다. 본 연구에서는 인체의 생리학적 데이터로 부터 호흡을 모사할 수 있는 왕복펌프를 제작하여 비강 모델에 연결하여

주기유동 하에서의 비강내 유동을 위상(phase)별 속도 장들을 PIV 를 이용하여 구하였다. PIV 해석 알고리즘으로는 전처리 과정을 거친 영상데이터에 대해 Hart[7]의 CBC 알고리즘을 적용하였고, 윈도 옵셋(Window Offset)을 한차례 수행하였다

PIV 실험수행은 33 개의 Sagittal Plan 에 대해 1 주기를 17 등분하여 20 주기에 대해 측정을 하였다.

최초로 구한 한국인의 비강내의 주기유동에 대

† 책임저자, 정회원, 건국대학교 기계공학과

* 정회원, 건국대학교 대학원 기계공학과

한 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 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.

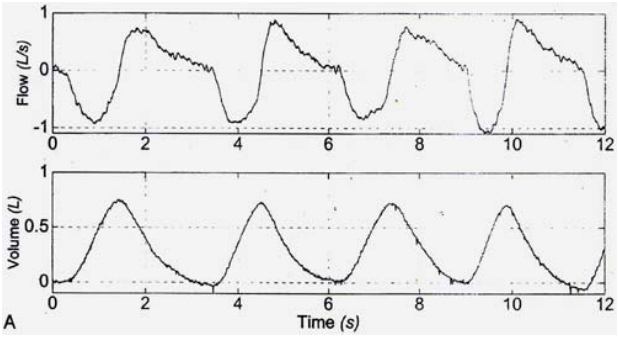


Fig. 1 Flow rate and tidal volume of rest respiration

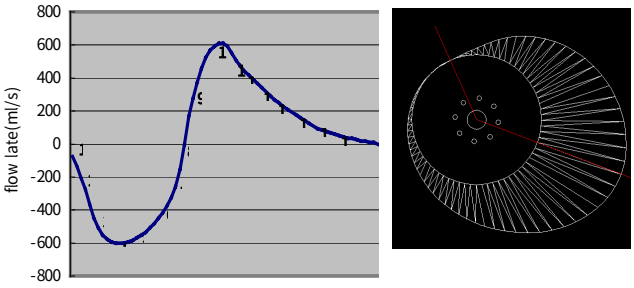


Fig. 2 Selected tidal volume for one period from Fig.1 and a CAD drawing of Cam

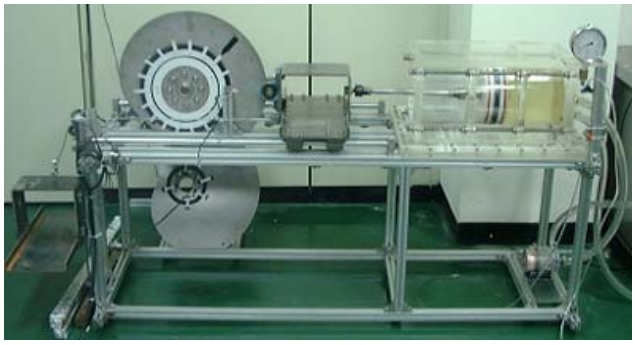


Fig. 3 Pumping system

3. 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. 2 참조)를 입력으로 하여 신속성형기법(rapid prototyping) 기계(Z Co. MA. USA)를 이용하여 유로 내부 유로의 고형모델을 만들었다.(Cyber med Co.) 2 개의 코 내부 통로는 목 부근에서 연결되며, 일반적으로 8 시간 간격으로 번갈아 한쪽 통로가 호흡에 주로 사용되므로, 코 한쪽의 2 배 모델을 제작하여 유동해석 하였다. 재료는 물에 녹을 수 있는 옥수수 녹말(corn starch)을 사용

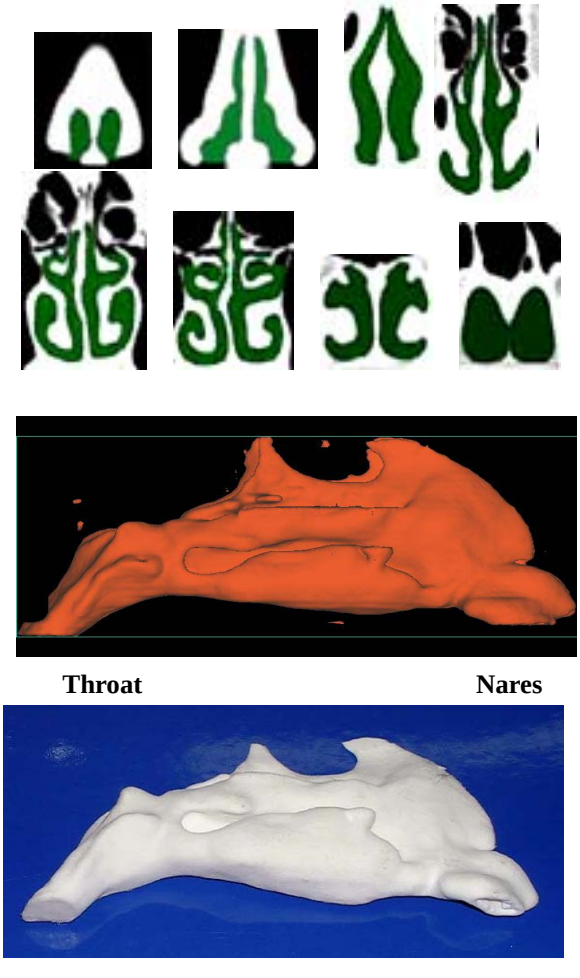


Fig. 4 Coronal CT scan of a male nasal passage (up), 3 dim. Reconstruction image (middle) and Negative model by RP machine (down)

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 $6.55*10^{-6}$ m^2/sec, 비중은 약 1.2)을 찾아내어 이를 작동유체로 하여 실험을 수행하였다.

4. PIV 실험

PIV 해석을 위한 유동가시화 실험 장치의 개략도는 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 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 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.

펌프의 출력측은 비강모형의 목 부분과 연결이 되어있어 마치 펌프가 허파와 같은 역할을 하게 만들었다. 그리고 피스톤을 움직이는 슬라이드에 풀리를 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 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 이루수 있다. 실험조건은 표 1 과 같다.

Raynolds No:. $\mathrm{Re} = \frac{VL}{\nu}$, Womerslery 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 수생한 것이 된다.

하나의 Sagittal 단면에 대해서 호흡의 주기 20 번을 실험하였고 이 측정한 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

	크기	유량	주기
사람의 비강	1	125ml/sec	0.33Hz
실험용 비강	2	103ml/sec	0.034Hz

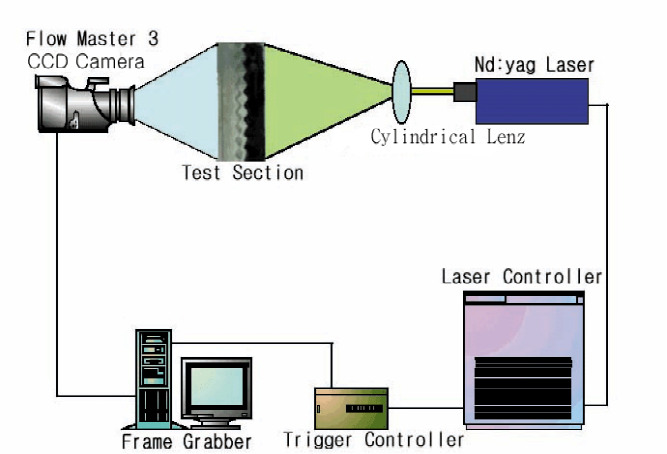
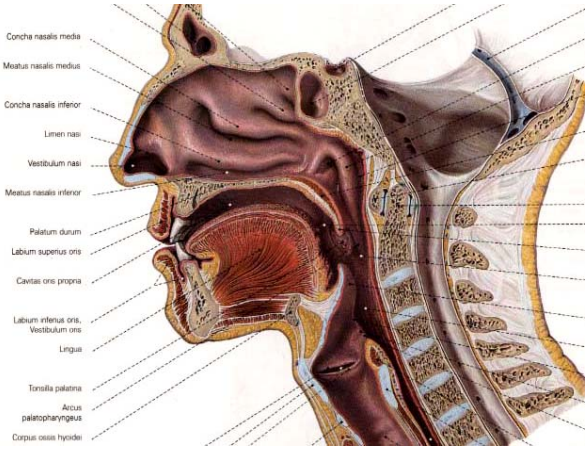


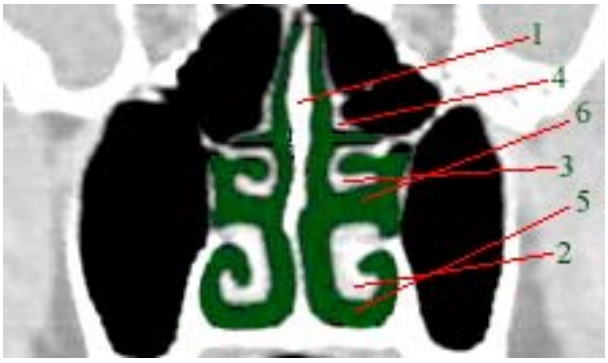
Fig. 5 Experimental set-up

5. 코의 구조 및 해부학

비강의 유동해석과 연관된 코의 해부학적 구조는 Fig. 6 와 같다. 유로와 유로를 둘러싼 피부조직을 간략히 설명하면, 두 비강의 세로 격막에 해당되는 비중격(Nasal Septum)과 상,중,하 비갑계 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(8 시간 가량), 중,하 비도로 유량의 대부분이 지나게 된다.(2,3) 후각세포는 상비도 위쪽에 주로 밀집되어



(a) Side view of nasal anatomy



(b) Cross sectional view (CT)

Fig. 6 Nasal Anatomy

1.비중격(Nasal septum) 2.하비갑개(Inferior concha)

3.중비갑개 4.상비갑개(Superior concha)

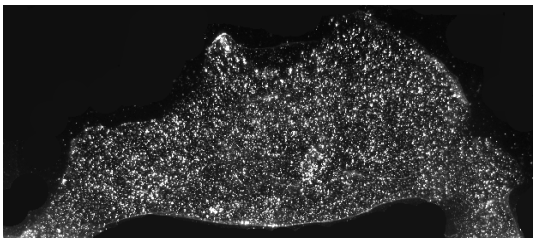
5.하비도(Inferior miatus) 6.중비도(Middle miatus)

있고 이 부분의 유량은 아주 약하므로, 휴지기 시 강한 냄새가 아니면 후각세포를 잘 자극 하지 못한다. 특별이 냄새를 맡기 위해서는 코 구멍 부위(Nasal Valve)를 좁히고 속도를 크게 하면, Fig. 8 에서 보듯이 상부에 큰 와류가 생기고 유속이 빨라져 후각 세포를 자극하게 된다.

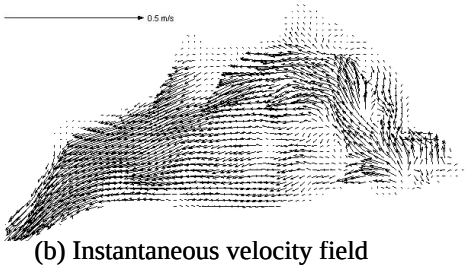
일반인의 경우, 내,외상에 의해 유로의 일부가 폐쇄되거나, 휘는 경우가 많아 정상인의 코 모델을 얻기가 매우 힘들다. 예를 들어, 비후성 비염의 결과로 하 비도가 폐쇄 된 경우나 외상에 의해 비중격이 휜 경우는 아주 흔한 경우이다. 따라서, 전문의의 자문을 받아, 정상에 가까운 한국 성인의 코 CT 스캔 데이터를 골라 컴퓨터 그래픽 수정을 가하여 정상 한국인의 코 모델로 선정하였다.

6. 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.7 은 비중격 부근의 영상 이미지, 순간 속도장, 그리고, 1024 개 속도장의 평균 속도장과 RMS 분포, 유선을 나타낸다. 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.(1) 실제로 코 입구로부터 3-4cm 정도의 유로를 지나며 공기는 섭씨 34-35 도, 습도 95% 이상이 된다.

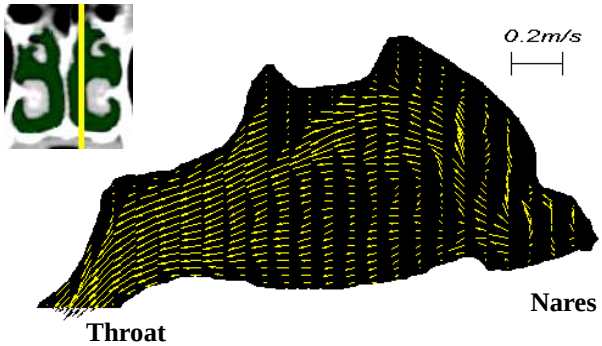


(a) Raw image

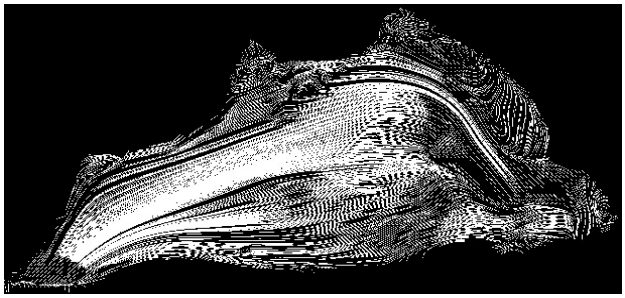


(b) Instantaneous velocity field

(c) RMS distribution (1024 images)

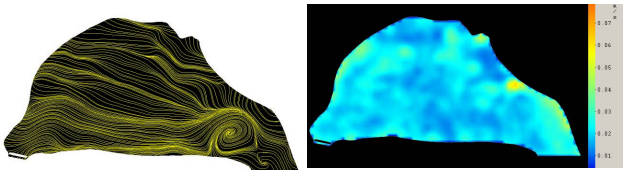


(d) Reduced mean velocity distribution (1024 images)

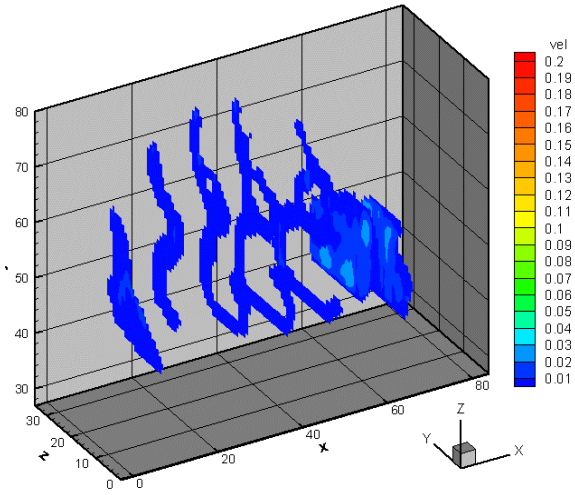


(e) Mean streamline (1024 images)

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



(a) Mean streamline (b) RMS distribution

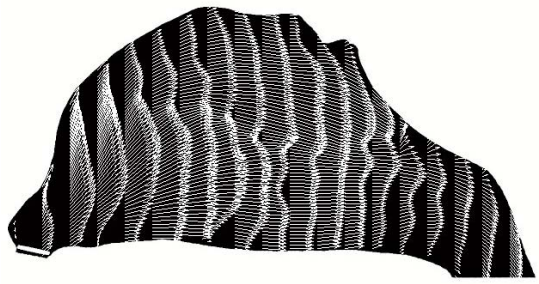


(c) Coronal velocity contour

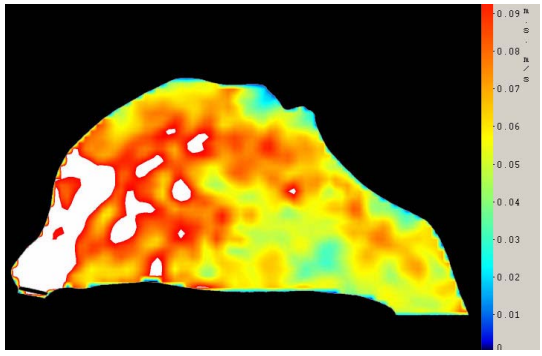
Fig. 8 Results for airflow in the beginning stage of inspiration (Phase 1 out of 17)

Fig.7 (d) 의 좌측 상단의 그림은 CT 상의 실험단면 위치를 나타내고 있다.

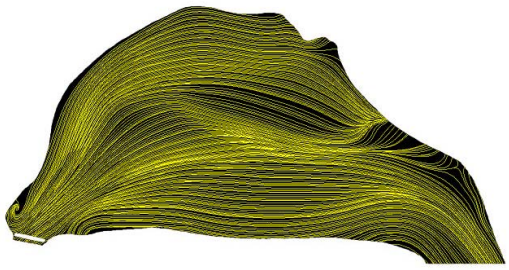
이에 반해 호흡주기에 따른 결과는 위상에 따라 다양한 유동의 양상을 보여주고 있다. Fig. 8-10 는 1 주기 당 17 위상에 대한 결과 중 일부이다. Fig.8 에서는 들숨의 교체 시에 큰 와류가 형성되고 있음을 알 수 있다. 4-6 번째 위상의 결과들이 일정 유량의 경우와 유사해 보이지만 보다 면밀한 검토가 요구된다.



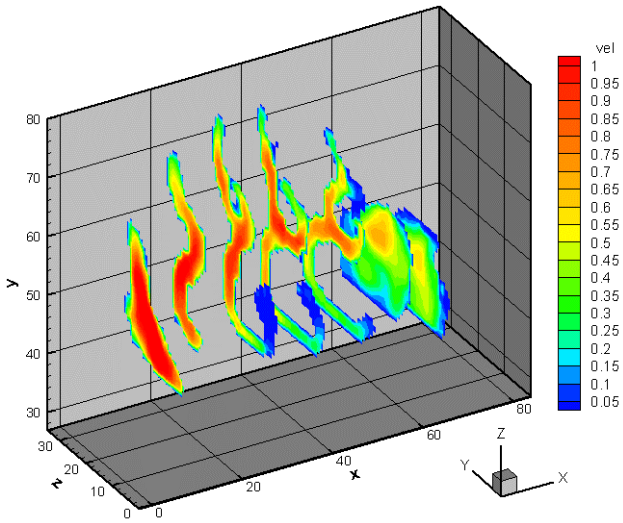
(a) Reduced mean velocity distribution



(b) RMS distribution

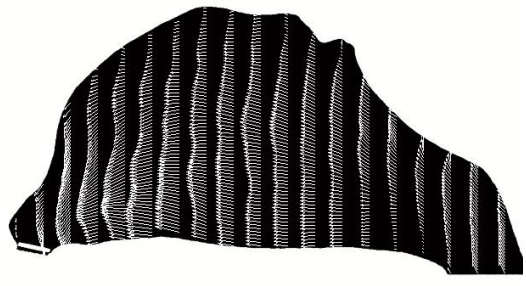


(c) Mean streamline

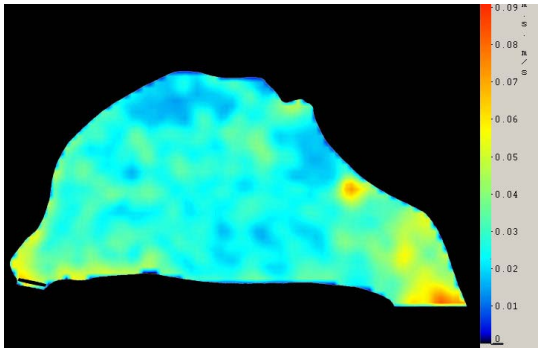


(d) Coronal velocity contour

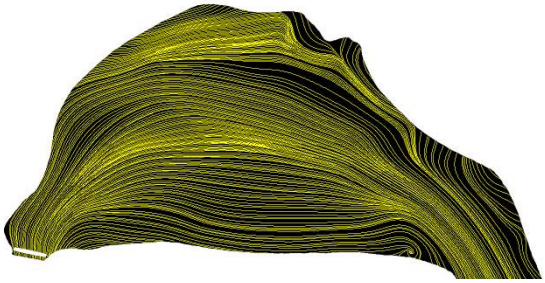
Fig. 9 Results for airflow in the middle stage of inspiration (Phase 5 out of 17)



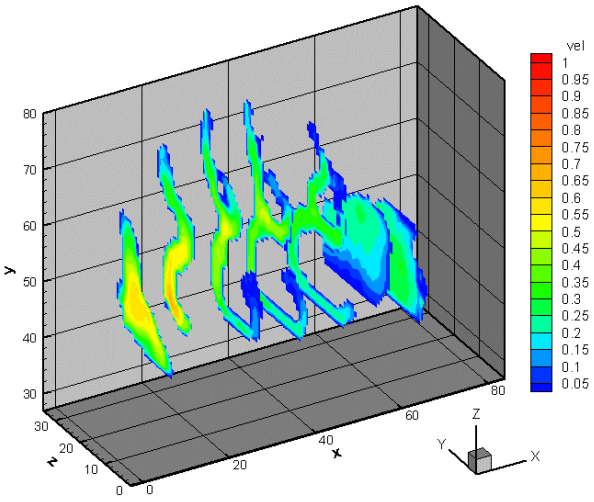
(a) Reduced mean velocity distribution



(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)

속도가 가장 빠른 부분은 하비갑개의 앞부분이다. 이 영역은 Nasal valve 를 통과한 유동이 관성을 가지고 진행하기 때문이다. 하비갑개의 뒤쪽으로 진행하면서 속도가 감소한다. 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.

7. 요약

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 비강 내 유동에 대한 결과를 획득하고 기존의 일정유량하의 실험결과와 비교 분석하였다.

참고문헌

(1) 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

(2) Hess, M.M., Lampercht, J., Horlitz, S. 1992, “Exper -imentelle Untersuchung der Strombahnen in der Na -senhaupthoehle des Menschen am Nasen-Modell”, Laryngo-Rhino-Otol. 71, 468-471

(3) 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

(4) Kim, S.K., Son, Y.R., (2002) Particle Image Velocimetry Measurements in Nasal Airflow, Trans. KSME B, Vol. 26, No. 6, 566-569.

(5) Kim, S.K., Son, Y.R., (2003) PIV Measurements on Airflows in the Abnormal Nasal Cavity with Adenoid Vegetation, Trans. KSME B, Vol. 27, No. 4, 566-569.

(6) Kim, S.K., Son, Y.R., (2003) An Investigation on Airflow in Abnormal Nasal Cavity by PIV, Pros. PSFVIP4, Shamonix, F4095

(7) Hart, D.P. 2000, “PIV error correction”, Exp. Fluids 29, 13-22