

비대칭 인체 기관지 분지관의 압력손실 특성

강 민 영* · 이 진 원**

* POSTECH 기계공학부

Pressure-Loss Characteristics of an Asymmetric Bifurcation Model of Human Lung Airways

Min Yeong Kang* and Jin Won Lee**

* Dept. of Mechanical Engineering, Pohang University of Science and Technology

(Received September 21, 2011; Revised December 26, 2011; Accepted December 27, 2011)

Key Words : Diameter Ratio(직경비), Multiple Bifurcation(다중 분지), Flow Distribution(유량 분배), CFD(전산유체해석), Parametric Study(매개변수 연구)

초록: 정밀한 물질분배기관인 인체 기관지의 기능을 이해하기 위해서는 호흡에서 발생하는 다양한 유동 및 형상 조건에서 압력손실특성을 파악하는 것이 필수적이다. 본 연구는 기관지 구조의 기본 단위인 분지관의 층류 흡기유동 압력손실을 수치해석을 통해 확인하였다. 인체 기관지에 대한 관찰에서 보고되는 비대칭 형상과 유량분배비율 범위 안에서 압력손실계수 K 는 Re 와 관의 길이만의 함수로 다음과 같이 표현이 가능하며

$$K \propto Re^{-1} \left(\frac{L}{d}\right)^{3/4}, \quad Re < 100, \quad K \propto Re^{-1/2} \left(\frac{L}{d}\right)^{1/2}, \quad Re \geq 100,$$

이는 대칭 분지관의 관계식과 동일한 것이다. 연속분지로 입구 유속분포가 편향될 경우 분지관 압력손실의 변화는 4% 미만이었으며 분지가 반복될수록 그 차이는 줄어들어 무시할 만하였다.

Abstract: The characteristics of pressure loss in an asymmetric bifurcating tube were investigated numerically for steady inspiratory conditions. The loss coefficient K calculated for various asymmetry and flow-distribution ratios found in human lung airways showed a power-law dependence on the Reynolds number (Re) and length-to-diameter ratio (L/d), with different exponents for $Re \geq 100$ and $Re < 100$. The fundamental characteristics of the asymmetric bifurcation are similar to the case of symmetric bifurcation. In addition, the effect of skewed inlet velocity profiles on the pressure loss was weak, and decreased with an increasing number of bifurcations.

- 기호설명 -

- A : 관 단면적
- d : 관 지름
- K : 압력손실계수
- L : 관 길이
- m : 지수(exponent)
- P : 유체의 압력
- ΔP : 압력 손실
- Q : 유량
- r : 관 반지름
- R : 자관 곡률반경

- R_c : 분지(carina) 곡률반경
- Re : 레이놀즈 수(Reynolds number)
- V : 유동 속도

그리스문자

- γ : 지수(exponent)
- θ : 분지각(branching angle)
- ρ : 유체의 밀도
- Φ : 회전각(rotating angle)

하첨자

- 0 : 모관(mother branch)
- 1 : 우관(major branch)
- 2 : 열관(minor branch)
- i : 자관(daughter branch)

† Corresponding Author, jwlee@postech.ac.kr

© 2012 The Korean Society of Mechanical Engineers

1. 서론

인체 기관지는 정밀하고 효율적인 가스 분배 시스템이다. 호흡의 효율은 매 분 약 5L 씩 폐로 들어오는 공기와 혈액⁽¹⁾이 130m²에 이르는 광범위한 가스교환면적⁽²⁾에서 얼마나 적절히 만나느냐에 달려있다. 이를 위하여 기관지는 흡입한 공기를 약 1700 만개의 배관(ducts)⁽³⁾으로 구성된 트리 구조를 통해 약 3억개에 이르는 폐포⁽⁴⁾에 배분한다.

호흡효율 및 유량분배특성을 이해하기 위해서는 호흡으로 인한 기관지 내 압력손실을 파악하는 것이 중요한 문제이므로 이에 대한 많은 실험과 CFD 해석이 수행되었다.⁽⁵⁻⁹⁾ 하지만 압력손실 측정 및 실제적인 기관지 형상 제작의 어려움으로 인하여 대부분 Weibel 의 이상적인 대칭형상모델⁽⁴⁾과 같은 특정형상에 제한되었으며 기관지 내에서 나타나는 다양한 형상 변이와 유동 특성을 반영하지는 못하였다.

인체 기관지가 가지고 있는 가장 큰 구조적 특징은 비대칭 분지관의 반복이다.^(10,11) 인체 기관지는 평균 23 번 분지되며 이때 기본단위인 분지관(single bifurcating tube)은 모관(mother branch), 자관(daughter branch) 그리고 분지부(junction)로 구분할 수 있다(Fig. 1(a)). 분지 형상은 관의 직경(d), 길이(L), 분지각(θ), 회전각(Φ), 분지 곡률반경(R_c), 자관 곡률반경(R) 등의 형상 변수에 의해 결정된다. 각 형상 변수들은 분지관마다 다를 뿐 아니라 하나의 분지관의 자관끼리도 서로 차이가 있다(Fig. 1(b)). 이 중 관의 직경은 기관지 분지 패턴을 분석하거나 유동 특성을 결정하는 중요한 변수이다.^(12,13) 평균적으로 모관 대 자관의 직경비(d_i / d_0)는 0.8 이나 대략 우관(major branch)은 평균 \pm 표준편차로 나타낼 때 0.88 ± 0.10 , 열관(minor branch)은 0.69 ± 0.12 의 직경비 분포를 가지는 것으로 보고되었다.⁽¹⁴⁾

이에 본 연구에서는 수치해석을 통하여 층류 흡기조건에서 분지관의 형상 및 유동조건이 분지관 압력손실에 미치는 영향에 대한 매개변수 연구를 수행하였다. 유속, 관의 길이와 압력손실의 관계뿐 아니라 직경비의 비대칭이 압력손실에 미치는 영향을 확인하였으며, 인체 호흡에서 나타나는 유동조건 - 유량 분배비의 변화 및 연속 분지로 인한 입구 유속분포(velocity profile)의 왜곡 - 효과를 정량적으로 확인하였다.

2. 해석 방법

2.1 분지관 형상 모델

기관지 내 유동은 분지부의 형상에 큰 영향을

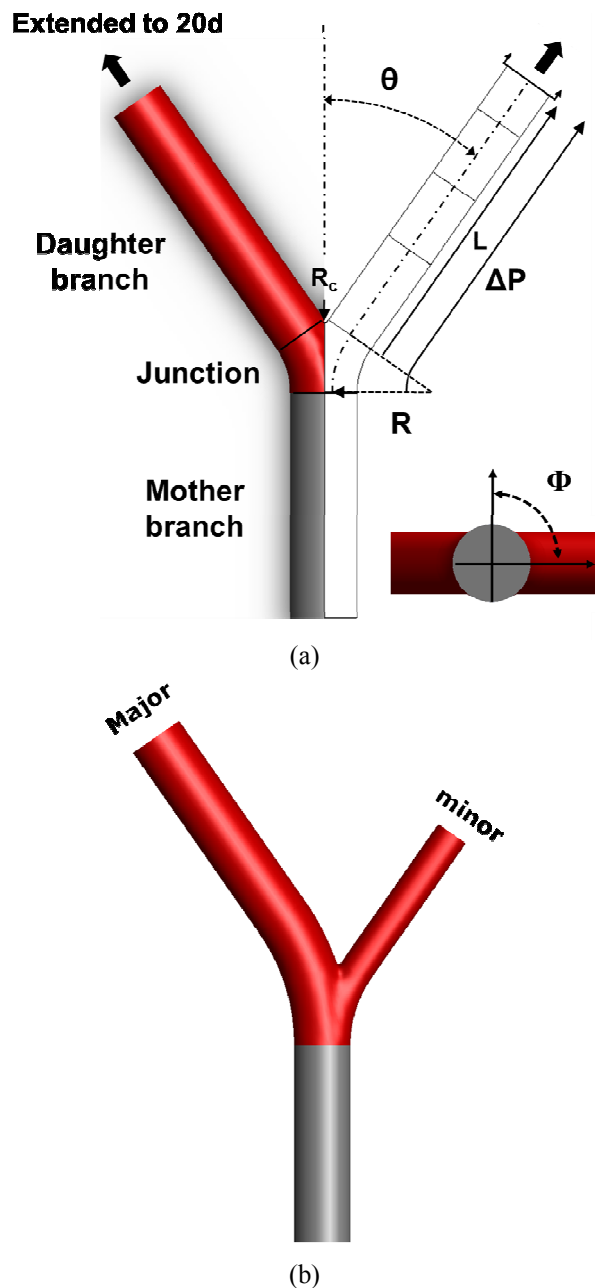


Fig. 1 Geometry of a physiologically realistic bifurcation model: (a) symmetric bifurcation ($d_i / d_0 = 0.8$) and (b) asymmetric bifurcation ($d_1 / d_0 = 1.0$, $d_2 / d_0 = 0.6$)

받기 때문에 정밀한 해석을 위해서는 실제 기관지의 형상을 적절히 반영하는 것이 필수적이다. 기존의 분지 모델^(15,16)은 비대칭 분지관을 생성시 분지부의 왜곡이 발생할 수 있으므로 본 연구에서는 이를 보완하여 다양한 비대칭 조건에서도 실제적인 분지 형상 표현이 가능하도록 한 Lee 등⁽¹⁷⁾의 모델을 사용하였다.

비대칭 분지관은 관 직경비가 각각 major / minor = 0.9 / 0.7, 1.0 / 0.6 인 두 경우를 생성하였으며, 모관의 길이는 유동이 분지부에 이르러서는 완전발달 되도록 100d₀ 까지, 자관의 길이는 계산 영역에 출구 유동발달의 영향을 최소화 하기 위해 20d_i 까지 늘려주었으며 그 외 변수들의 값은 Table 1. 에 정리되어있다.

2.2 수치 해석

유동의 지배방정식은 상용 전산유체해석 코드인 Ansys Fluent 12 를 사용하여 계산하였다. 작동 유체는 공기이며 밀도와 점도는 각각 1.225kg/m³, 1.789 x 10⁻⁵ kg/m · s가 적용되었다. 수렴오차의 한계는 1.0×10⁻⁶ 이하로 정하였으며 수렴 조건을 1.0×10⁻⁹ 로 강화하여도 최종 유동장에 미치는 영향은 무시할 만하였다.

계산에 사용된 격자는 분지부에는 tetra-hedra, 모관과 자관에는 triangular prism 을 사용한 비정렬 격자를 사용하였으며 정렬 격자로 계산한 압력 손실과의 차이는 2% 미만이었다. 격자의 개수는 평균 40 만개이었으며 이는 격자 독립성 검증(grid independence test)을 통해 결정된 것이다.

기존의 기관지 유동해석은 대부분 하나의 입구에 정해진 유량의 공기를 밀어 넣는(pushing) 조건을 사용하였다.^(6,7) 하지만 실제 폐호흡은 기관지 말단의 폐포의 거동에 의해 공기가 빨아들여지는(pulling) 조건에 더 가까우며 이때 유량은 관 직경의 멱함수로 가정할 수 있다.

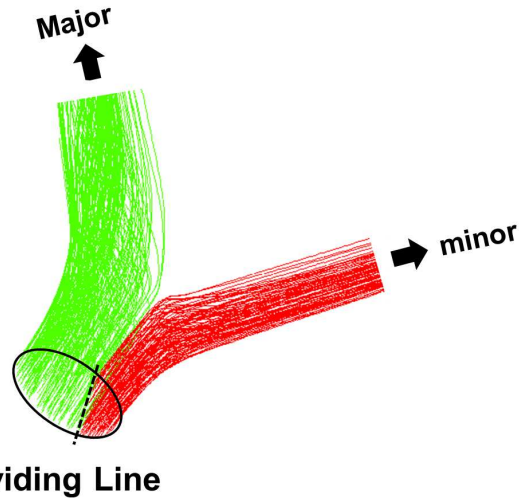
$$Q \propto d^m \tag{1}$$

Murray Law⁽¹⁸⁾에 의하면 에너지 손실을 최소화 하기 위한 최적 m 은 3.0 이나, 실제 인체 기관지에 대한 조사에 의하면 m = 2.8 ~ 2.9 사이의 값을 가지는 것으로 보고된다.⁽¹⁹⁾ 따라서 본 연구에서는 출구의 유량을 관지름의 m 승에 따라 분배하고 m = 3.0, 2.8, 2.6 으로 변화시키며 유량분배의 변화가 압력손실에 미치는 영향을 확인하였다. 이를 위하여 출구(exit)에는 Fluent 의 velocity inlet 조건을, 입구(entry)에는 Pressure outlet 조건을 사용하였다.

레이놀즈 수(Re)는 자관의 지름과 평균유속으로 계산하였으며 10 에서 1000 사이의 8 개의 값을 택하여 계산하였다. 이때 자관의 지름은 주어진 비대칭도에 의해 미리 결정되므로 유속을 Re 에 맞게 조절해주었다. 자관의 Re 가 1000 보다 커질 경우 모관의 Re 는 천이영역으로 넘어가게 되므로 계산대상에서 제외하였다.

Table 1 Values of geometrical parameters

d ₀	L ₀ /d ₀	L _i /d _i	θ	Φ	R/r _i	R _c /r ₀
2mm	100	20	35°	90°	8	0.1



Dividing Line

Fig. 2 Determination of dividing line. Green and red lines indicate path lines

2.3 압력 손실 계산

관 압력손실은 자관의 동압(dynamic pressure)으로 무차원화한 압력손실계수 K 로 표현하였다.

$$K = \frac{\Delta P}{0.5\rho V^2} = \frac{P_{Junction\ inlet} - P}{0.5\rho V^2} \tag{2}$$

이때 각 단면의 압력은 유속 분포의 변화를 고려하여 mass weighted integral 한 전압(total pressure) 값을 사용하였다.

$$P = \frac{\int (P_{total}) |\rho V \cdot dA|}{\int |\rho V \cdot dA|} \tag{3}$$

비대칭 압력손실 계산에서는 분지부로 들어오는 전체 유동이 각 자관으로 어떠한 비율로 나뉘는지를 확인할 필요가 있다. 이에 먼저 유동의 pathline 분포를 확인하여 분지부 입구(junction inlet)의 단면을 각 우·열관(major · minor branch)에 해당하는 영역으로 구분한 후 각 영역에서 mass weighted integral 하여 전압(total pressure)을 계산하였다(Fig. 2).

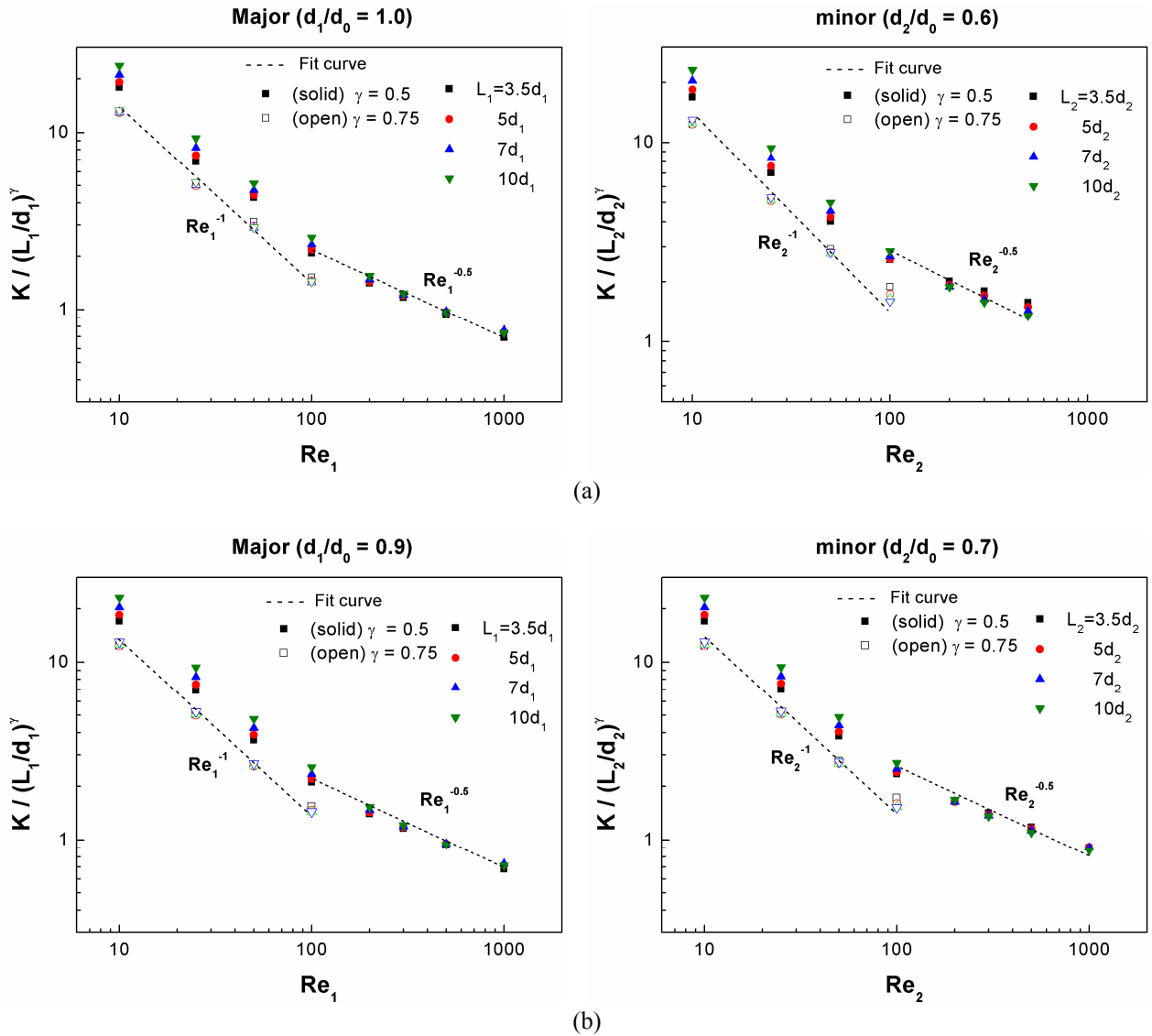


Fig. 3 Effect of flow velocity and tube length on pressure loss coefficient of asymmetric bifurcating tubes consisting of daughter branches which have different diameter ratios (Major / minor): (a) 1.0 / 0.6 and (b) 0.9 / 0.7

3. 결과 및 고찰

3.1 직경비 변화가 압력손실에 미치는 영향

Fig. 3 은 자관의 직경비가 서로 다른 비대칭 분지관의 층류 흡기유동에서의 압력손실에 대한 수치해석 결과이다. 기본적으로 Re 에 따라 K 의 특성은 달라지게 되는 데 이는 관성력이 커질수록 분지 후 유속분포(velocity profile)의 왜곡이 심해져 자관에서 새로이 발생하는 경계층 내의 압력손실이 크게 증가되기 때문이다.⁽²⁰⁾ 따라서 분지유동은 완전발달유동(Poiseuille flow)과 입구유동(entrance flow) 사이의 압력손실 특성을 보이게 된다.

Log-log 그래프로 나타낼 시 직경비 및 비대칭도의 큰 차이에도 불구하고 계산된 K 값은 대략 Re = 100 기준으로 아래의 관계식과 매우 잘 맞음을 확인하였다 (결정계수 R²: 0.892 ~ 0.999).

$$K \propto Re^{-1/2} \left(\frac{L}{d}\right)^{1/2}, \quad Re \geq 100, \quad (4)$$

$$K \propto Re^{-1} \left(\frac{L}{d}\right)^{3/4}, \quad Re < 100. \quad (5)$$

이는 Kang 등⁽²¹⁾이 직경비 0.8 인 대칭 분지관에 대하여 얻은 특성과 동일하며, 따라서 K 를 각 자관의 국소 변수들(Localized parameters)로 표현할 때 비대칭도에 관계없이 하나의 특성식으로 표현

이 가능함을 알 수 있다.

3.2 유량 분배의 변화가 압력손실에 미치는 영향

유량 - 관 직경 관계(식 1)에서 m 이 3.0 에서 2.6 으로 줄어들면 비대칭도에 따라 Q_1/Q_2 는 15 ~ 18% 감소한다(Fig. 4 의 inset). 하지만 유량분배비율의 변화가 압력손실에 미치는 영향은 Re , d/d_0 , L/d 에 관계없이 무시할 만하였다(Fig. 4).

기존의 tee 혹은 wye 관에 대한 연구에 의하면 유량분배비율은 압력손실을 결정하는 중요한 변수이다.⁽²²⁾ 하지만 인체 호흡은 곡률반경이 큰 완만한 관에서 흐르는 층류 유동이며 유량분배비율의 변화폭도 일반적인 관 유동에 비해 상대적으로 작아 그 영향이 미미한 것으로 판단된다.

3.3 반복된 분지로 인한 입구 유속분포 변화가 압력손실에 미치는 영향

인체 기관지는 평균적으로 23 번 분지되므로 대부분의 분지관은 입구유속이 완전발달유동의 포물선 분포(parabolic profile)와는 상당한 차이를 보이게 된다. 이에 분지 수를 1 번에서 5 번까지 증가시킨 형상 모델을 대상으로 반복된 분지로 인한 입구유속 분포의 변화가 압력손실에 미치는 영향을 확인하였다(Fig. 5(a)). 다중 대칭 분지관(회색)을 추가하여 자연스런 입구유속분포를 형성시켜주며 비대칭 단분지관(붉은색)의 압력손실 변화를 확인하였다(Fig. 5(a)). 분지관을 반복적으로 통과한 유동은 편향된 유속분포(skewed velocity profile)를 보이며(Fig. 5(b)), 유동방향에 수직인 이차유동(secondary velocity) 성분을 지니게 된다(Fig. 5(c)).

Figure. 6 은 다중 분지관에 딸린 비대칭 분지관

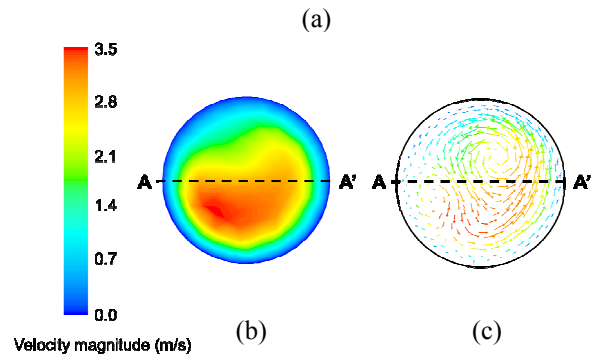
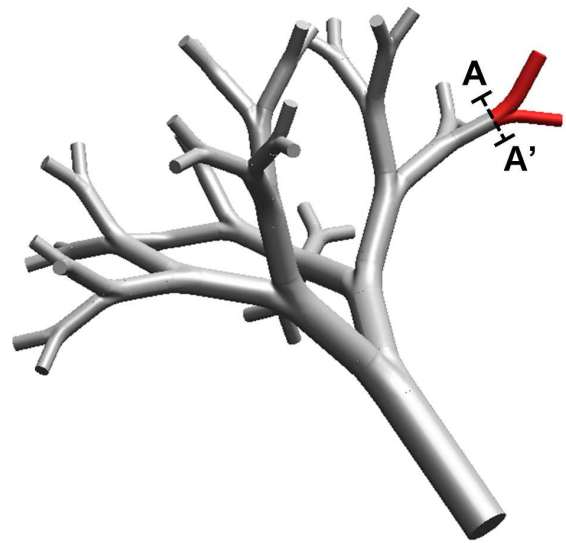


Fig. 5 (a) geometry of a five - bifurcation airway model. A symmetric multi-branch part(gray) was designed to generate skewed inlet velocity profiles for the single asymmetric bifurcation(red). (b) a contour of velocity magnitude on the cross section A-A' (c) secondary flow on the cross section A-A'

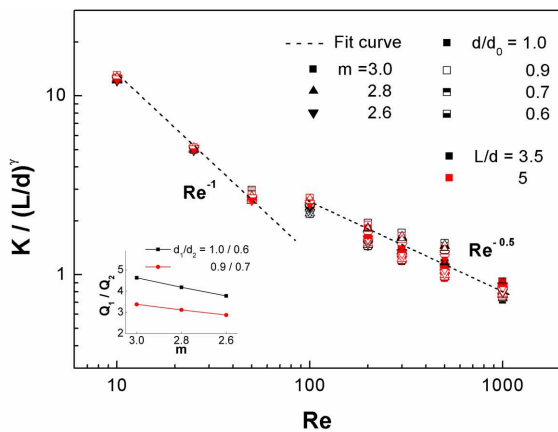


Fig. 4 Effect of the flow distribution ratio on pressure loss coefficient of asymmetric bifurcating tubes. The inset shows variation of the flow distribution ratio for decreasing m

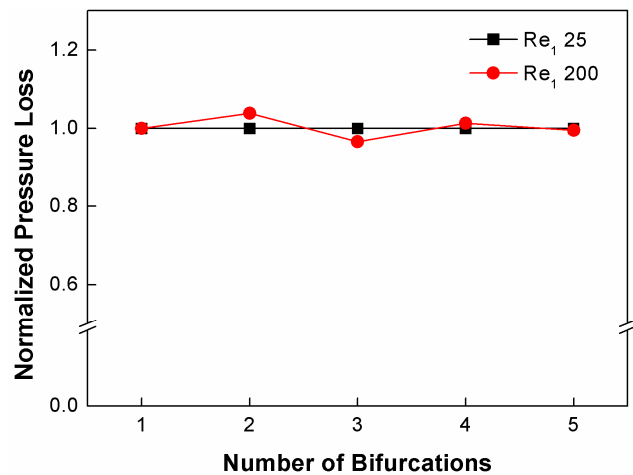


Fig. 6 Effect of successive bifurcation on pressure loss of the single asymmetric bifurcation (Major / minor = 0.9 / 0.7)

의 압력손실을 독립된 비대칭 단분지관 압력손실에 대한 비율로 나타낸 것이다. 상대적으로 점성력이 큰 $Re = 25$ 의 경우 압력손실은 유속분포의 변화의 영향을 거의 받지 않았다. 반면에 높은 $Re(Re = 200)$ 에서 2 번 분지 후에는 약 4% 정도의 압력손실의 변화가 있었으며 분지가 반복될수록 차이는 줄어 대략 5 번 분지 후에는 1 번 분지의 압력손실에 수렴하였다.

4. 결론

인체 기관지의 형상은 본래 비대칭이나 기존의 많은 연구는 실제적인 형상 제작의 어려움으로 주로 대칭 형상에 대해 이루어져왔다. 본 연구에서는 자관의 직경이 서로 다른 비대칭 분지관의 압력 손실의 특성을 다양한 유동 조건에서 확인하였다.

압력손실계수는 각 자관의 Re 와 L/d 의 멱함수로 나타낼 수 있었으며, 비대칭도와 직경비 차이에도 불구하고 모두 대칭 분지관과 동일한 특성식으로 표현이 가능하였다. 또한, 인체 기관지에서 발견되는 유량 분배율 및 입구유속분포의 변화가 압력손실에 미치는 영향은 미미함을 확인하였다.

인체 호흡이 갖는 복잡한 형상, 유동 조건에도 불구하고 분지관 압력손실은 동일한 보편적 특성을 가짐을 확인하였으므로, 본 연구에서 제시된 압력손실 관계식은 다양한 분지 시스템에 광범위하게 적용이 가능할 것이다.

후 기

본 연구는 한국연구재단의 중견연구자 지원사업(No. 2011-0000077)을 통한 교육과학기술부의 연구비 지원에 의해 수행되었음.

참고문헌

- (1) West, B. J., 2007, *Respiratory Physiology (8th ed.)*, Lippincott Williams & Wilkins, New York, pp. 13~14.
- (2) Gehr, P., Bachofen, M. and Weibel, E. R., 1978, "The Normal Human Lung: Ultrastructure and Morphometric Estimation of Diffusion Capacity," *Respir. Physiol.*, Vol. 32, No. 2, pp. 121~140.
- (3) Tsuda, A., Henry, F. S. and Butler, J. P., 2008, "Gas and Aerosol Mixing in the Acinus," *Respir. Physiol. Neurobi.*, Vol. 163, No. 1-3, pp. 139~149.
- (4) Weibel, E. R., 1963, *Morphometry of the Human Lung*, Springer, Berlin.
- (5) Isabey, D. and Chang, H. K., 1981, "Steady and Unsteady Pressure-Flow Relationships in Central Airways," *J. Appl. Physiol.*, Vol. 51, No. 5, pp. 1338~1348.
- (6) Comer, J. K., Kleinstreuer, C. and Zhang, Z., 2001, "Flow Structures and Particle Deposition Patterns in Double-Bifurcation Airway Models. Part 1. Air Flow Fields," *J. Fluid Mech.*, Vol. 435, pp. 25~54.
- (7) 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, No. 7, pp. 951~959.
- (8) van Ertbruggen, C., Hirsch, C. and Paiva, M., 2005, "Anatomically Based Three-Dimensional Model of Airways to Simulate Flow and Particle Transport Using Computational Fluid Dynamics," *J. Appl. Physiol.*, Vol. 98, pp. 970~980.
- (9) Kim, S.K., 2006, "The PIV Measurements on the Respiratory Gas Flow in the Human Airway," *Trans. of the KSME B*, Vol. 30, No. 11, pp. 1051~1056
- (10) Raabe, O., Yeh, H.C., Schum, G. M. and Phalen, R. F. 1976. Tracheobronchial Geometry: Human, Dog, Rat, Hamster. Lovelace Foundation for Medical Education and Research Report No. LF-53.
- (11) Horsfield, K., Dart, G., Olson, D. E., Filley, G. F. and Cumming, G., 1971, "Models of the Human Bronchial Tree," *J. Appl. Physiol.*, Vol. 31, No. 2, pp. 207~217.
- (12) Phillips, C. G. and Kaye, S. R., 1995, "Diameter-Based Analysis of the Branching Geometry of Four Mammalian Bronchial Trees," *Respir. Physiol.*, Vol. 102, No. 2~3, pp. 303~316.
- (13) Kitaoka, H. and Suki, B., 1997, "Branching Design of the Bronchial Tree Based on a Diameter-Flow Relationship," *J. Appl. Physiol.*, Vol. 82, No. 3, pp. 968~976.
- (14) Majumdar, A., Alencar, A. M., Buldyrev, S. V., Hantos, Z., Lutchen, K. R., Stanley, H. E. and Suki, B., 2005, "Relating Airway Diameter Distributions to Regular Branching Asymmetry in the Lung," *Phys. Rev. Lett.*, Vol. 95, No. 16, 168101.
- (15) Heistracher, T. and Hofmann, W., 1995, "Physiologically Realistic Models of Bronchial Airway Bifurcations," *J. Aerosol Sci.*, Vol. 26, No. 3, pp. 497~509.
- (16) Hegedus, C. J., Balashazy, I. and Farkas, A., 2004, "Detailed Mathematical Description of the Geometry of Airway Bifurcations," *Respir. Physiol. Neurobi.*, Vol. 141, No. 1, pp. 99~114.
- (17) Lee, D. Y., Park, S. S., Ban-Weiss, G. A., Fanucchi, M. V., Plopper, C. G. and Wexler, A. S., 2008, "Bifurcation Model for Characterization of Pulmonary Architecture," *Anat. Rec.*, Vol. 291, No. 4, pp.

- 379~389.
- (18) Murray, C., 1926, "The Physiological Principle of Minimum Work: I. The Vascular System and the Cost of Blood Volume," *P. Natl. Acad. Sci. USA*, Vol. 12, No. 3, pp. 207~214.
- (19) Horsfield, K. and Thurlbeck, A., 1981, "Relation Between Diameter and Flow in Branches of the Bronchial Tree," *B. Math. Biol.*, Vol. 43, No. 6, pp. 681~691.
- (20) Pedley, T. J., Schroter, R. C. and Sudlow, M. F., 1970, "Energy Losses and Pressure Drop in Models of Human Airways," *Respir. Physiol.*, Vol. 9, No. 3, pp. 371~386.
- (21) Kang, M.Y., Hwang, J. and Lee, J.W., 2011, "Effect of Geometric Variations on Pressure Loss for a Model Bifurcation of the Human Lung Airway," *J. Biomech.*, Vol. 44, No. 6, pp. 1196~1199.
- (22) Ward-Smith, A. J., 1980, *Internal Fluid Flow-the Fluid Dynamics of Flow in Pipes and Ducts*, Oxford University Press, New York, pp. 435~447.