

3차원 곡관에서의 굴절률 일치법을 이용한 맥동 유동의 PIV 측정[§]

홍현지* · 지호성*** · 김경천**

* 부산대학교 기계공학과

** 부산대학교 초소형 기계부품 기술혁신센터

PIV Measurement of Pulsatile Flows in 3D Curved Tubes Using Refractive Index Matching Method

Hyeon Ji Hong*, Ho Seong Ji*** and Kyung Chun Kim**

* Mechanical Engineering, Pusan Nat'l Univ.,

** MEMS Technology Center, Pusan Nat'l Univ.

(Received March 4, 2016 ; Revised April 4, 2016 ; Accepted April 5, 2016)

Key Words: Pulsatile Flow(맥동유동), PIV Measurement(입자영상속계), Refractive Index Matching(굴절률 일치법), Vortex Motion(와류운동), Stenosis Model(협착모델)

초록: 3차원의 협착 혈관모델을 3D 프린터를 이용하여 제작하였다. 협착부는 관의 중심축에 대하여 대칭인 형태이며, 협착부가 0도인 직관과 10도로 굽어진 관인 두 가지 모델에 대하여 실험을 수행하였다. 협착모델 내부 속도장을 매질에 대한 왜곡 없이 측정하기 위하여 굴절률일치법을 이용하였다. 정량펌프를 사용하여 발생된 맥동유동은 펌프의 회전속도로 세 가지의 속도조건을 조절하였다. 비정상상태의 속도장은 time-resolved PIV 기법을 이용하여 측정되었다. 주기적인 와류의 생성과 이동은 관 내 최대속도 영역과 관련 있으며, 와류의 크기와 위치 및 대칭성은 레이놀즈수와 관의 기하학적 구조에 영향을 받을 수 있었다. 곡선관에서는 협착부 하류에 재순환 영역이 관찰되며, 이는 혈류역학적 관점에서 혈전의 형성과 침착 가능성을 설명해준다.

Abstract: Three-dimensional models of stenosis blood vessels were prepared using a 3D printer. The models included a straight pipe with axisymmetric stenosis and a pipe that was bent 10° from the center of stenosis. A refractive index matching method was utilized to measure accurate velocity fields inside the 3D tubes. Three different pulsatile flows were generated and controlled by changing the rotational speed frequency of the peristaltic pump. Unsteady velocity fields were measured by a time-resolved particle image velocimetry method. Periodic shedding of vortices occurred and moves depended on the maximum velocity region. The sizes and the positions of the vortices and symmetry are influenced by mean Reynolds number and tube geometry. In the case of the bent pipe, a recirculation zone observed at the post-stenosis could explain the possibility of blood clot formation and blood clot adhesion in view of hemodynamics.

- 기호설명 -

θ : 입사각 및 굴절각 (°)

n : 굴절률

ρ : 밀도 [kg/m³]

μ : 점도 [kg/m·s]

D : 관의 지름 [m]

Q : 유량 [m³/s]

A : 단면적 [m²]

§ 이 논문은 대한기계학회 창립 70주년 기념 학술대회 (2015. 11. 10.-14., ICC제주) 발표 논문임.

† Corresponding Author, kckim@pusan.ac.kr, hsji@pusan.ac.kr

© 2016 The Korean Society of Mechanical Engineers

1. 서론

심혈관계 질환은 심장과 주요 동맥에서 발생하는 질환으로, 2015년 통계청 보도 자료에 따르면

심장 혈관질환, 동맥 경화, 당뇨병 등을 순환기 질환으로 분류하고 있으며, 대한민국 10대 사망 원인 중 암에 이어 2위 수준을 차지하고 있다. 최근 식생활의 서구화로 인하여 지속적으로 증가하는 추세에 놓여 있으며, 2011년 기준 세계보건기구(WHO)에서는 전 세계 사망원인 1위를 심혈관계 질환이 차지하고 있는 것으로 보고되었다.

협착성 혈관 질환의 발생기전과 관련하여 혈액 유동과 혈관의 기하학적 특성의 상호 작용에 의한 내피세포의 반응이 주요 발생기전 중 한가지로 알려져 있다. 최근 선행 연구의 결과에 따르면 동맥 혈관의 중막에 있는 혈소판 당단백질의 발현이 혈류유동의 특성에 영향을 받는 것으로 알려져 있다. 이러한 혈소판 당단백질의 발현은 혈소판의 혈관 벽면 침착과 백혈구 중 호중구의 벽면 침착을 유도하며, 나아가 Foam Cell의 형성에 따른 협착성 질환의 기전으로 작용하는 것으로 알려져 있다. 이러한 Foam Cell은 시간이 경과함에 따라 혈관이 막히게 되면 폐색성 혈관질환으로 발전하여 급성심근경색 등 치명적 심혈관계 질환을 발생시키는 것으로 알려져 있다.

혈류 유동은 가지가 없는 중간 크기의 동맥에서 발생하는 완전발달 층류에서부터 분기점 및 분기된 가지, 주요 굴곡부 등에서 발생하는 복잡하게 교란된 층류까지 다양하며, 박리 및 재부착 영역과 재순환 영역 등을 포함한 교란된 층류 흐름은 벽면 전단응력의 일시적, 부분적 구배를 일으킨다. 이러한 영역의 동맥 구조는 전형적으로 죽상동맥경화 병변의 조기 발현 및 후속 진행과 관련되어 있다.^(1,2)

혈류 내의 혈류역학적 인자들은 내피세포 내벽의 구조와 기능에 영향을 미친다. Nerem, Karino 등^(3,4)은 내피세포 형태가 층류 영역과 난류 영역과 같은 국부 흐름 조건을 반영한다고 하였으며, Fisher 등⁽⁵⁾은 벽면 내피세포가 구조의 변형이나 증식의 방법으로 외부 자극에 적응하게 된다고 하였다.

Bluestein 등^(6,7)은 일시적으로 높은 전단 구배로의 혈소판 등 혈액 요소의 노출, 혈관 벽에 대한 죽종형성 및 부혈전 물질의 수송 및 부착이 난류 조건으로 인하여 가능하게 됨에 따라 협착된 혈관의 내피세포 및 혈소판의 활성화, 혈전 형성 등에 영향을 미친다고 하였다. 또한, 전단응력의 시간평균 변동이 작은 복잡한 구조와 같이 낮은

전단 영역은 죽상동맥경화에 취약하며, 높은 전단 영역은 상대적으로 죽상동맥경화에 대한 저항력을 가진다.⁽⁸⁾ 이에 Wootton과 Ku⁽⁹⁾는 협착증이 국부적인 혈류역학에 매우 큰 영향을 받는 심혈관 질환 중 하나라고 하였다.

본 연구에서는 혈관 구조와 혈액의 맥동유동 조건에 따른 혈류역학적 특성을 정량적으로 관찰하고자 하였다. 협착이 형성된 혈관 모형의 기울기 변화와 유량 조건에 따른 협착부의 하류 영역에서 발생하는 와류의 유체역학적 특성을 실험적으로 관찰하였다.

2. 본 론

실험에 사용된 협착모형은 3D 프린터를 이용하여 제작하였다. 필라멘트를 녹여 바닥부터 적층하여 3차원 형상을 만드는 FDM 방식으로, PLA(PolyLactic Acid) 필라멘트를 재료로 사용하였다. 출력된 3D 협착모형은 실험용 몰드제작에 활용되었다. 출력물을 아크릴 틀에 고정시켜 몰드를 만들고, PDMS 실리콘 혼합물을 충전시켰으며, 실리콘 경화가 완료된 후 아크릴 틀을 분리하고, 열을 가하여 몰드 역할을 했던 출력물을 제거하였다. 이후, 내부 표면을 매끄럽게 만들기 위해 PDMS 실리콘 혼합물을 사용한 코팅 작업을 마지막으로 실험 모델 제작을 완료하였다.

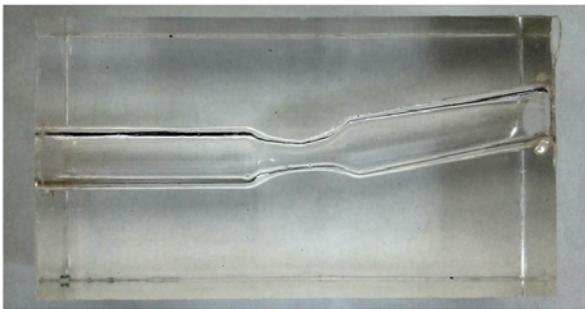
실험 모델은 가운데 부분이 확대칭으로 협착된 둥근 관 모양이며, 협착된 부분을 경계로 관의 양쪽 중심축이 이루는 각도에 따라 0°와 10°의 2가지 모델로 제작되었다. Fig. 1은 제작 완료된 실제 10° 곡관 모델을 나타낸 것이다.

실험 모델 내부의 유체거동을 관찰할 때, 서로 다른 굴절률을 가진 고체-액체 경계면을 통하여 빛의 굴절이 일어나며, 이 때 발생하는 광학적 왜곡 현상으로 인하여 모형 내부를 흐르는 입자 영상을 상세하게 관찰하기 어렵다. 따라서 이러한 광학적 왜곡을 최소화하기 위해 굴절률 일치법을 사용하였다. 진공 중의 빛의 위상 속도와 어떤 매질에서 빛의 위상 속도의 비를 그 매질의 굴절률 n 이라 정의한다. 스넬의 법칙은 서로 다른 굴절률을 가진 두 매질에 대해 입사각과 굴절각의 관계를 정의한 것으로 식 (1)과 같이 표현할 수 있다.

$$\frac{\sin\theta_1}{\sin\theta_2} = \frac{n_2}{n_1} \quad (1)$$

Table 1 Density and kinematic viscosity of working fluid

Property	Blood(37°C)	Glycerol-water mixture(20°C)
ρ (kg/m ³)	1060	1150
μ (kg/m·s)	$3.0 \times 10^{-3} \sim 4.0 \times 10^{-3}$	1.24×10^{-2}

**Fig. 1** Stenosis model with 10 degrees

이때 일반적인 실리콘 탄성중합체의 굴절률은 1.40~1.43, 작동유체에 사용되는 글리세롤과 물은 각각 1.47, 1.33이다. 작동 유체에 사용되는 글리세롤과 물의 혼합 비율을 결정하기 위해 실리콘 모델 아랫면에 격자무늬 그림을 놓고, 관을 통하여 투입되는 물과 글리세롤 혼합물의 비율을 변화시키면서 광학적 왜곡을 제거하였다. 실리콘 배면의 격자무늬가 굴절에 의해 왜곡되어 보이는 상태에서 곧은 격자무늬가 관찰되는 시점의 글리세롤과 물의 비율은 63:37로 확인되었다. 실험에 사용된 작동유체와 혈액의 물성⁽¹⁰⁾은 Table 1에 나타내었다.

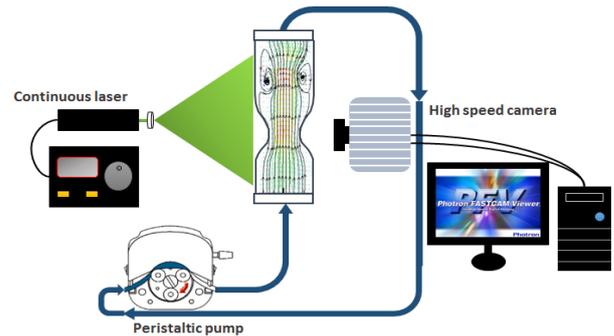
Fig. 2는 실험 장치 구성에 대한 개략도를 나타낸 것으로, 작동유체는 전체적으로 재순환 흐름을 갖도록 구성하였으며 유동의 제어는 일정 압력 하에서 작용하는 맥동펌프를 이용하였다. 이때 맥동 펌프는 4.2~6000 ml/min의 유량을 송출할 수 있다.

완전 발달 유동 조건에서 실험적 연구가 수행되도록 협착모델의 관 입구 측에서 협착부까지 길이는 $L = 40D$ ($D = 20$ mm)로 제작하였다. 광원으로는 연속 레이저를 이용하였으며, 레이저는 광학적 렌즈를 통하여 평면 광으로 생성되어 관 측 영역에 조사되었다. 그리고 고속 카메라를 이용하여 산란된 입자 영상을 획득하였다.

실험에 사용된 작동 유체 조건은 Table 2에 나타내었다. 혈액은 맥동유동의 특성을 가지므로

Table 2 Unsteady flow conditions

Re	RPM	Period T (sec/times)
160	162	0.370
260	264	0.227
360	366	0.164

**Fig. 2** Experimental setup

순간 속도를 사용하여 Re수를 결정하는 것은 부적합하다고 생각하였기 때문에, 실험에 사용된 Re수는 식 (3)과 같이 동맥을 흐르는 혈류량을 단면적으로 나눈 값을 속도로 설정하였다. 따라서 Re수가 크다는 것은 맥동 펌프의 RPM 값이 커진다는 것을 의미하며, 유체의 최고 속도가 증가하는 것과는 다른 의미라고 할 수 있다.

$$Re = \frac{DU_m\rho}{\mu} \quad (2)$$

$$U_m = \frac{Q}{A} \quad (3)$$

각각의 Re 조건에 대하여 고속 카메라의 fps(frames per second)는 다르게 설정되었다. 데이터 후처리 프로그램은 PIV Ace(1k by 1k)와 PIV Ace2를 사용하였다. 전체 이미지의 해상도는 1024×448이며, Interrogation Window Size는 32×32의 픽셀 값으로 설정하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 협착부 각도가 0°인 경우

작동 유체의 입구 맥동유동 조건에 대한 그래프를 Fig. 3에 나타내었다. 그래프 상에 표시된 각 점은 한 주기 내의 위상을 네 구간으로 나누어 표시한 것이다.

Figs. 4~6은 협착부 각도가 0°인 관에서 Re수

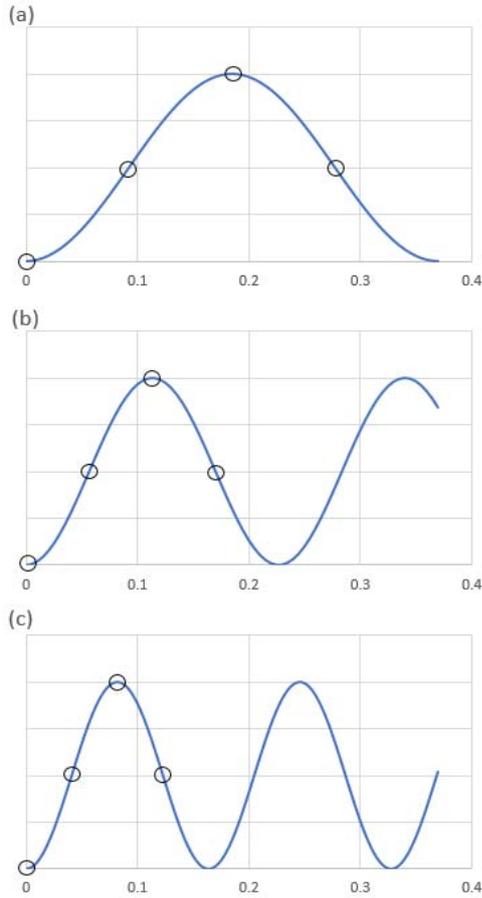


Fig. 3 Inlet Velocity at (a) Re 160 (b) Re 260 (c) Re 360

가 각각 160, 260, 360인 입구 조건에 대한 위상별 순간 속도 벡터장을 time-resolved PIV 기법을 사용하여 관찰하여 나타낸 것이다.

협착된 혈관 모형이 직선형일 때, 협착부의 하류 영역에서 발생한 와는 최대속도 영역과 함께 대칭적으로 하류로 이동하는 특성을 보인다. 맥동의 주기에 따라 협착부를 지난 직후 양쪽 벽면에 형성된 한쌍의 와($t=0$)가 시간이 경과함에 따라 하류로 이동하면서 크기가 감소하다가 Re 수가 160, 260, 360인 조건에 대하여 각각 $t=0.28, 0.17, 0.125$ 일 때 협착부의 하류 영역에서 새로운 와가 형성되었으며, 시간이 경과함에 따라 새로운 와는 이동하고 초기에 형성된 와는 소멸되는 것을 확인할 수 있다. 그리고 Re 160인 경우, 와의 중심간의 간격이 32.5 mm이지만 Re 360의 조건에서는 와의 간격이 27.5 mm로, Re 수가 증가할수록 와의 간격이 감소하는 것을 확인할 수 있다. 또한, Re 수가 증가하면 확대관 하류에서 와류의 대칭성이 깨지는 것을 알 수 있다. 이는 맥

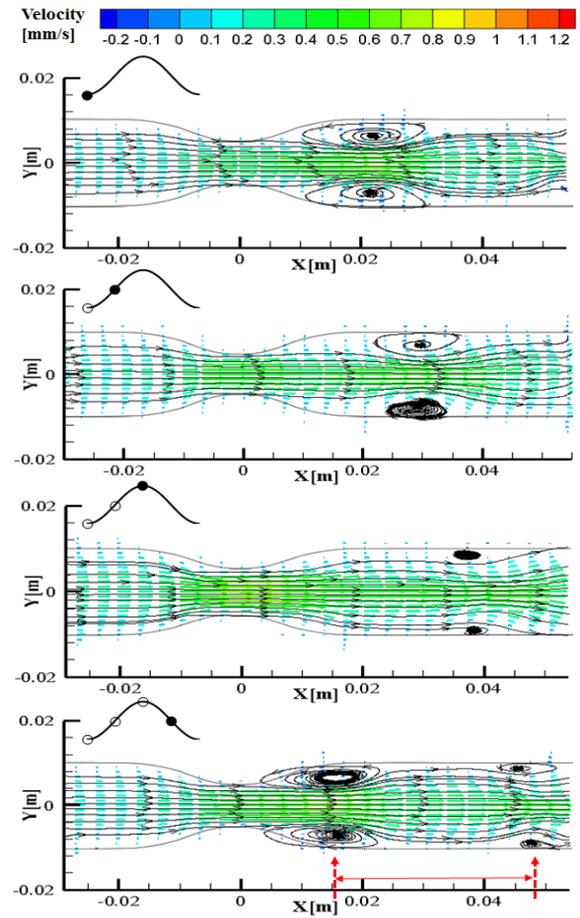


Fig. 4 Tube with 0° at Re 160

동유동의 time scale과 대류의 time scale 차이로 인하여 와류의 생성 위치나 와류 사이의 간격 차이로 인하여 발생하는 것으로 판단된다.

3.2 협착부 각도가 10° 인 경우

Figs. 7~9는 협착부 혈관이 10° 도 굽어진 관에서 Re수가 각각 160, 260, 360인 입구 조건에 대한 위상별 순간 속도 벡터장을 time-resolved PIV 기법을 사용하여 나타낸 것이다.

전체적으로 직선관의 경우와 같이 협착부 뒤에서 박리된 와류는 맥동유동의 최대속도 영역과 함께 이동하지만, 몇 가지 다른 특성이 관찰되었다. 첫째로, 곡률반경 중심 쪽 위치의 와 크기가 반대쪽에 비해 현저하게 크다는 점이다. 둘째, 직선관의 경우와는 달리 와 중심이 대칭적이지 않은 구조를 지니고 있었다. 그리고 셋째, 곡률반경 중심 쪽 와는 거의 정체되는 동시에 두 개의 연속적 와가 합쳐지는 경향을 보이지만 반대쪽 와는 최대속도 영역과 함께 계속해서 이동한다. Re

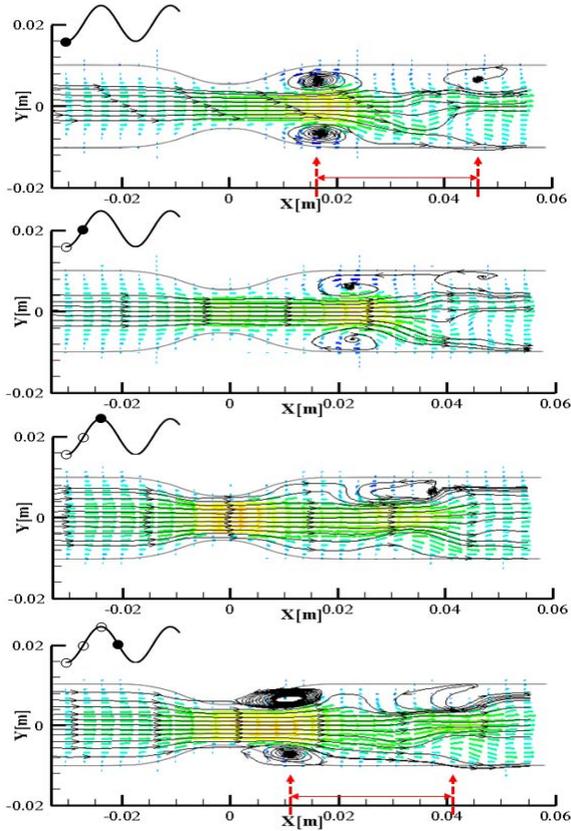


Fig. 5 Tube with 0° at Re 260

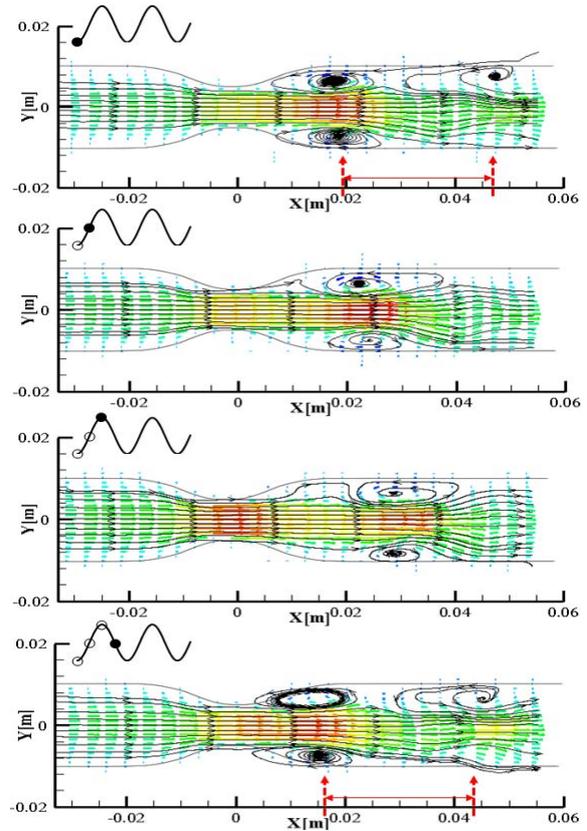


Fig. 6 Tube with 0° at Re 360

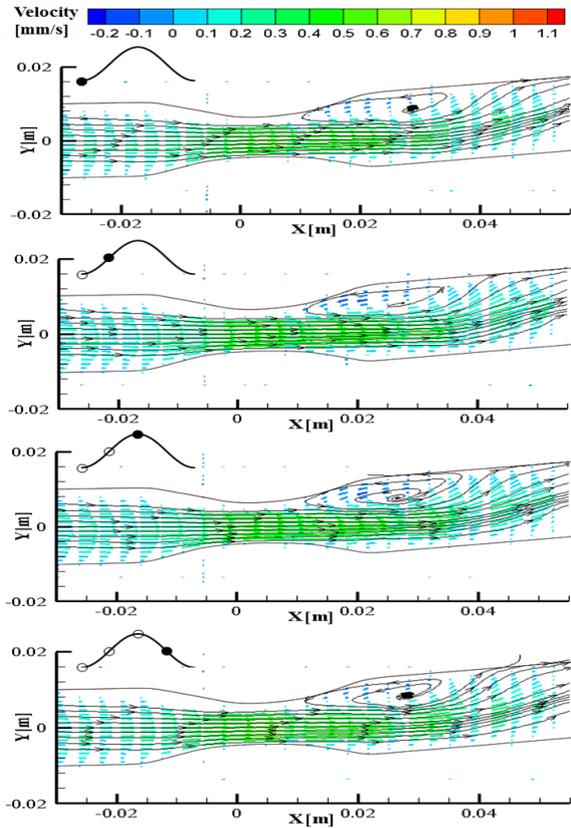


Fig. 7 Tube with 10° at Re 160

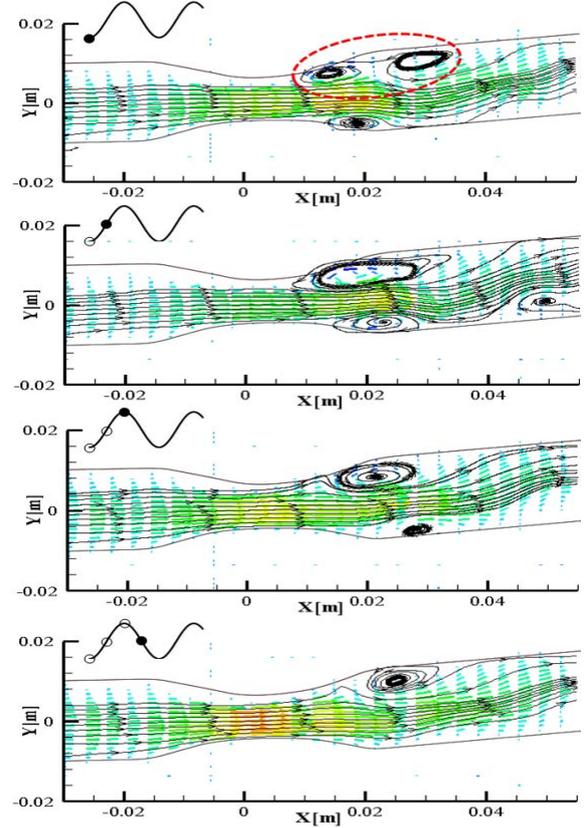


Fig. 8 Tube with 10° at Re 260

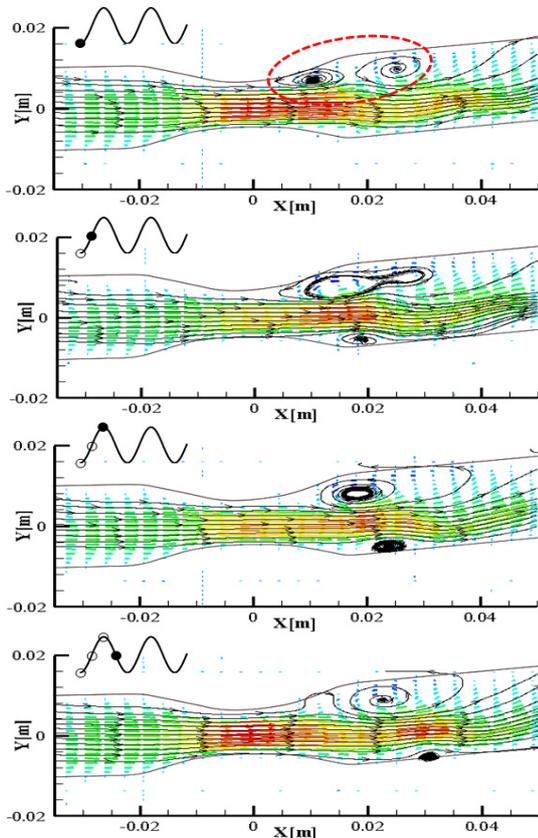


Fig. 9 Tube with 10° at Re 360

수가 160인 경우, 주유동 방향으로의 X좌표 26.4~28.4 사이에서 와류가 거의 정체하고 있는 것을 확인할 수 있었다. 이러한 재순환 영역의 체류는 실제 혈관 내에서의 혈전 형성 및 침착에 영향을 줄 수 있는 요인으로 판단되며, 관상 동맥의 내막에 분포되어 있는 내피세포의 형상 변화에도 영향을 미칠 수 있는 주요 인자로 평가할 수 있다.

Re 수가 커지면서 최대속도 영역의 간격이 좁아지며, 와의 상호작용이 더욱 활발해짐을 알 수 있고 이는 유동의 불안정성이 증대됨을 뒷받침하는 근거로 적용된다. 협착 하류쪽의 국부적인 와의 형성으로 최대속도 영역이 사라지는 경향도 관찰된다.

4. 결론

협착부가 있는 혈관 모형의 기하학적 형상 변화와 유동 특성을 정량적으로 관찰하기 위하여 혈관 조영술 자료를 기초로 기울기가 서로 다른 두 개의 협착성 혈관 모형에 대한 정량적 유동 가시화를 실시하였다.

(1) 협착부가 있는 직선관에서 맥동유동인 경우, 박리 영역은 고정되지 않고 최대속도 영역과 더불어 하류로 이동되었다. 맥동 주기가 빨라지면 최대 속도 영역 간의 거리가 좁아지며, 하류에서 와의 대칭성이 사라지는 것을 관찰하였다.

(2) 협착부가 10° 로 굽어진 곡선관에서, 맥동유동에 의해 발생된 크기와 위치는 비대칭적으로 발생하였으며, 곡률반경 측 협착부 하류에는 매우 큰 재순환 영역이 형성되는 것을 관찰하였다. 그리고 최대속도 영역의 위치에 따라 두 개의 와가 합쳐지는 현상을 관찰하였다. 이와 같은 기하학적 구조를 가진 곡선관의 경우 국소적으로 재순환 영역이 확대되면서 최대속도 영역의 운동량이 현저하게 감소되는 것으로 판단된다.

(3) 혈류역학적 관점에서 볼 때 협착부를 가진 직선형에 비해 10° 로 굽어진 혈관에서 혈전의 형성과 침착 가능성이 더욱 커질 것이라 사료된다.

후 기

이 논문은 2013년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임(NRF-2013R1A1A2012160).

참고문헌 (References)

- (1) Davies, P. F., 2009, "Hemodynamic Shear Stress and the Endothelium in Cardiovascular Pathophysiology," *Nature Reviews Cardiology*, Vol. 6, pp. 16~26.
- (2) Chiu, J.-J., Chien, S., 2011, "Effects of Disturbed Flow on Vascular Endothelium: Pathophysiological Basis and Clinical Perspectives," *Physiological Reviews*, Vol. 91, pp. 327~387.
- (3) Nerem, R. M., Levesque, M. J., Cornhill, J. F., 1981, "Vascular Endothelial Morphology as an Indicator of the Pattern of Blood Flow," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 103, No. 3, pp. 172~176.
- (4) Karino, T., "Microscopic Structure of Disturbed Flows in the Arterial and Venous Systems, and its Implication in the Localization of Vascular Diseases," 1986, *International Angiology: A Journal of the International Union of Angiology*, Vol. 5, pp. 297~313.

- (5) Fisher, A. B., Chien, S., Barakat, A. I. and Nerem, R. M., 2001, "Endothelial Cellular Response to Altered Shear Stress," *American Journal of Physiology-Lung Cellular and Molecular Physiology*, Vol. 281, No. 3, pp. L529~L533.
- (6) Bluestein, D., Niu, L., Schoepfoerster, R. T. and Dewanjee, M. K., 1997a, "Fluid Mechanics of Arterial Stenosis: Relationship to the Development of Mural Thrombus," *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 25, pp. 344~356.
- (7) Bluestein, D., Niu, L., Schoepfoerster, R. T. and Dewanjee, M. K., 1997b, "Fluid Mechanics of Arterial Stenosis: Relationship to the Development of MURAL Thrombus," *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 25, pp. 344~356.
- (8) PDAY Research Group, 1993, "Natural History of Aortic and Coronary Atherosclerotic Lesions in Youth. Findings from the PDAY Study," *Arterioscler Thromb*, Vol. 13 pp. 1291~1298.
- (9) Wootton, D. M. and Ku, D. N., 1999a, "Fluid Mechanics of Vascular Systems, Diseases, and Thrombosis," *Annual Review of Biomedical Engineering*, Vol. 1, pp. 299~329.
- (10) Cheng, N. S., 2008, "Formula for the Viscosity of a Glycerol-Water Mixture," *Industrial and Engineering Chemistry Research*, Vol. 47, pp. 3285~3288.