

대동맥 분기관 모델 내 삼차원 유동:
In vitro 실험과 수치해석의 비교

o 김 영호 (근로복지공단 재활공학연구센터),
서 상호 (승실대 기계공학과), 유 상신 (한국항공대 기계설계학과)

Three-Dimensional Flow in an Aortic Bifurcation Model:
Comparison of In Vitro Experiments and Numerical Simulation

Young H. Kim (Korean Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center),
Sang H. Seo (Soongsil Univ.), and Sang S. Ryu (Korean Aviation University)

Abstract

Three-dimensional steady and pulsatile flow experiments and numerical simulations have conducted to investigate the flow characteristics in the aortic bifurcation model. In vitro velocity measurements were made using both laser Doppler anemometry and pulsed Doppler ultrasound velocimetry. In this study, flow phenomena in the aortic bifurcation model are discussed extensively and the numerical results are compared with experimental results.

Key Words: Aortic Bifurcation (대동맥분기관), Velocity Distribution (속도분포), Laser Doppler Anemometry (레이저도플러계측), Pulsed Doppler Ultrasound Velocimetry (펄스도플러 초음파 속도계측), Numerical Analysis (수치해석)

1. 서론

동맥경화증은 동맥내벽 조직의 성장 (proliferation) 또는 지방 (lipid) 등의 축적 (accumulation)에 의한 대표적인 동맥질환이다. 동맥경화증은 인체 내 동맥혈관계통의 복부대동맥 (abdominal aorta) 이나 경동맥분기관 (carotid bifurcation) 또는 대퇴동맥 (femoral artery) 등과 같이 유동방향이 급격하게 변하는 분기부 부근에서 흔히 발생한다. 동맥경화를 일으키는 주요인자 중에서 혈액의 유동학이 매우 중요하다는 것이 입증되었으며, 특히 벽전단응력 (wall shear stress)은 동맥경화증을 일으키는 유동학적 주요인자임이 많은 연구에 의해서 규명되었다. Fry [1]는 동물실험을 통해서 증가된 벽전단응력이 동맥내벽을 손상시켜 동맥경화를 일으킨다고 주장했다. 반면에 Caro 등 [2]은 관강 (lumen) 을 통한 질량전달 (mass transfer)에 의해서 저전단응력의 부위에 동맥경화증이 유발된다고 하였다.

동맥경화증이 빈번히 발생하는 특정한 곳의 유동특성을 이해하고 질환과의 유동학적 관계를 규명하기 위해서

실험 및 수치해석을 이용한 활발한 연구가 진행되고 있다 [3-14]. 실험으로는 유동의 시각화연구 [3-8], 속도 [9-13] 및 벽전단응력의 측정 [13,14] 등의 실험이 발표된 바 있다. 레이저도플러계측은 in vitro 에서 속도를 가장 정확하게 측정할 수 있으나 임상실험에 적용할 수 없는 반면에, 초음파계측은 임상에서 유량 및 속도를 측정하는데 널리 이용되고 있다.

본 연구에서는 in vitro 실험에 사용되는 LDA와 실제 임상에서 혈관 내 유량 및 속도를 측정하는 PDU를 이용하여 대동맥 분기관 내 정상유동과 박동유동 현상을 이해하고, 삼차원 수치해석을 이용하여 그 결과를 비교하고자 한다.

2. 방법

대동맥분기관 내 유동현상을 연구하기 위해 인체 내 대동맥 분기관의 혈관조영사진 (angiographic image)을 이용하여 결정하였다. 그림 1은 지름 D의 대동맥이 분기 각 θ 와 ϕ 로 직경 D_1 인 제 1분기혈관과 직경 D_2 인 제 2분기혈관으로 분기되는 경우이고, 이 때의 분기관의 치수는 표 1과 같다. 표 1에서 면적비는 제 1분기관과 제 2분기관의 단면적을 합한 후, 이를 대동맥의 단면적으로 나눈 값이다.

대동맥 분기관의 정상유동과 박동유동의 속도분포를 측정하기 위하여 사용된 실험장치 [15]는 소개된 바 있다. 실험에 사용된 유체는 점성계수와 밀도가 각각 3.7 cP, 1.1 g/cm³의 글리세린 수용액이다. PDU 속도분포측정은 Ving-Med SD-100 ultrasound Doppler system에 연결된 10MHz needle probe에 의해서 얻어졌다. 각각의 위치에 1 mm³의 표본체적을 갖는 intraluminal probe (직경 2mm)를 관심영역에 설치하였고, 초음파 주사선이 유동의 주방향과 일치되도록 ultrasound crystal을 위치시켰다. 이 때 얻어진 도플러스펙트럼은 SD-100 system의 FFT 알고리즘을 이용하여 처리하였다.

LDA system은 Dantec 사의 55X modular three-beam DISA LDA를 사용하였다. 광학시스템은 He-Ne 레이저

를 사용하였으며, mounting bench, 두 개의 beam splitter section, Bragg cell, beam translator, front 렌즈, 두 개의 photomultiplier tube 으로 구성되었다. 렌즈로부터 방출된 세 개의 레이저 광선의 초점을 일치시켜 표본체적에서 교차되도록 한다. Counter에서 얻어진 디지털 데이터는 buffer interface를 통하여 PDP 11/03 mini-computer와 상호교환된다. 가로이송은 공동의 수직축을 따른 측정검사체적의 운동을 허용하도록 했다. 고정된 원점에서 각 방향으로 떨어진 거리는 0.04 mm 이다. 속도에 관한 자료를 해석하기 위해서 PDU의 경우와 같이 FFT를 이용하였다.

정상유동의 경우의 Reynolds 수는 950이었다. 연구에 사용된 박동유동의 형태는 Fig 2에 나타난 바와 같이, 박동수는 70beats/min으로 평균속도 23cm/s, 최대속도 57cm/s, 최소속도 -11cm/s이다. 박동유동의 Wormersley 수는 13.6이었다.

수치해석은 비압축성 (incompressible), Newton 유체의 삼차원 정상유동 및 박동유동의 지배방정식은 유한체적법 (finite volume method)을 이용하였다. 비정상유동 (unsteady flow) 문제를 풀기 위해서 완전암시법 (fully implicit scheme)을 이용하였으며, 이 때 적용한 시간간격은 0.01초이다. 운동량방정식의 대류항 처리는 상류차분법 (upwind differencing)을 사용하였고, 운동량방정식의 압력항처리는 압력수정방법을 이용하는 SIMPLE-C를 적용하여 압력수정에 관한 근사 이산화방정식으로부터 얻었다. 압력수정방정식은 근사방정식이므로, 수치해의 발산을 막기 위하여 압력은 속도보다 큰 하향이완계수 (under-relaxation coefficient)를 적용하였다. 분기관 내 유동문제를 해석하기 위한 출구경계조건은 압력경계조건을 적용하였다. 수렴조건은 속도에 관한 상대오차가 1×10^{-6} 이 되도록 하였다. 계산에 사용된 컴퓨터의 기종은 SUN SPARK Station IPC 였다. 수치계산에 적용된 삼차원 격자는 Fig 3와 같다.

3. 결과 및 검토

Reynolds 수 950인 정상유동상태의 대동맥 분기관 내 속도분포를 Fig 4에 나타내었다. 그림에서 ● 와 □ 로 나타낸 것은 LDA와 PDU로 각각 측정된 축방향 속도값이고, 실선은 수치해석으로 구한 결과이다. 또한 i.w. 와 o.w.는 각각 내벽 (inner wall)과 외벽 (outer wall)을 의미한다. 대동맥 내 축방향 속도분포는 대동맥 입구의 평균속도 U_m 로 무차원화하였고, 분기관 내 축방향 속도분포는 분기관 내 평균속도 U_b 로 무차원화하여 도시하였다.

Fig 4의 a, b, c는 Fig 1의 대동맥분기관 모델에서 보는 바와 같이 분기부 (vertex) 상류의 단면의 위치를 나타내고, d, e, f는 분기부에서 하류분기관 방향에 있는 단면의 위치를 나타낸다. 그림에서 보는 바와 같이 대동맥

의 입구에서 완전히 발달된 유동상태로 유입된 유체는 분기부로 유동이 양분되기 위해 분기부 부근 (c 단면)에서 상류주관의 중심부근이 오목한 "M" 자형의 속도분포를 나타내면서 하류분기관으로 유동이 진행된다.

분기부 근처의 속도분포는 입구의 속도분포보다 평탄하게 나타난다. 분기부를 지나면서 유동방향이 갑자기 바뀌면서 유동방향의 내벽쪽으로 원심력이 작용하여 내벽쪽의 속도가 외벽쪽의 속도보다 크게 나타난다. 따라서 분기관의 외벽쪽에 비하여 내벽쪽에서 전단응력이 크게 형성된다. 분기관 하류로 유동이 멀리 진행됨에 따라 속도분포는 완전히 발달된 유동상태로 변해가고, 내벽과 외벽의 전단응력분포 또한 같아진다.

대동맥의 상류에서 축방향속도의 수치계산값과 실험결과와는 잘 일치하고 있다. 분기관에서는 수치계산에 의한 외벽쪽의 속도값이 실험결과보다 조금 크게 나타난다. 그 이유는 재순환영역에서 수치계산시의 오류확산의 영향과 분기관에서의 속도를 측정할 때 하류분기관의 축대칭선과 초음파 주사선의 방향이 정확하게 일치되지 않았거나 부수적 유동 (secondary flow)의 영향에 의한 것으로 유추된다. 이와 같은 원인들이 상호복합적으로 작용하여 수치계산값과 실험결과값과의 차이를 야기시킬 수 있다고 사료된다. 그러나 실험과 수치계산의 결과는 분기관 내 유동현상을 규명하는데 있어서는 대체적으로 만족할 만한 결과값을 제시하였다.

박동유동의 수축기 (systole) 중에서 가속시의 속도분포를 Fig 5에 나타내었다. Fig 4와 Fig 5에서 볼 수 있는 바와 같이 입구 Reynolds 수가 동일할 때, 정상유동과 박동유동의 경우에 속도분포는 서로 다르게 나타난다. 박동유동의 속도분포는 정상유동의 경우보다 낮게 분포한다. 또한 상류주관에서의 속도분포도 정상유동의 경우보다 훨씬 평탄하게 나타난다. Reynolds 수가 950으로 동일할 때, 박동유동은 정상유동보다 분기부의 영향을 적게 받고 훨씬 더 빨리 완전히 발달된 유동상태로 접근함을 알 수 있다. 정상유동의 경우에는 협착발생의 원인이 되는 재순환영역이 외벽쪽에 형성되지만 박동유동의 경우에는 벽면에서의 유동박리 (flow separation) 현상은 일어나지 않는다. 그 이유는 유동방향이 갑자기 바뀌에 따라 생기는 압력항보다 더 큰 운동량이 공급되기 때문인 것으로 사료된다. 상류주관에서의 축방향속도의 수치계산값과 실험결과와는 서로 잘 일치하지만, 정상유동의 경우와 같이 분기관에서의 수치계산에 의한 속도분포는 실험값보다 훨씬 평탄하게 나타난다.

Fig 6은 수축절정시의 속도분포를 나타낸다. 이 경우의 속도분포는 가속시의 경우보다 높게 분포하나 경향은 가속시의 경우와 같게 나타난다. 박동유동의 속도분포는 벽면의 점성이 관중양으로 미치는 영향보다 비정상유동의 특성으로 인한 관성이 강하게 작용하고 이로인해 중앙에서 큰 비점성 코어가 형성되기 때문에 정상유동의 속도분포보다 평탄하다.

Fig 7은 감속시의 속도분포를 나타낸다. Fig 5와 Fig 7을 비교할 때 Reynolds 수가 동일하더라도 감속될 경우의 속도분포가 높음을 알 수 있다. 이러한 현상은 감속시 부압이 작용하여 점성이 큰 벽면에서부터 역류가 발생되기 시작하고, 감속 또는 가속시 질량보존법칙은 만족되어야 하기 때문에 감속시 중심선 부근의 속도는 가속시보다 높게 나타나고 속도분포도 좌우대칭으로 평탄하게 나타난다. 또한 분기관 외벽에서의 전단응력이 최소가 되는 영역은 가속기에는 분기점에서 가까운 분기관에 형성되나 감속기에는 분기관 하류지점으로 이동된다. 실험결과와 수치계산결과도 잘 일치됨을 알 수 있다.

4. 결론

대동맥 분기관 내 정상유동과 박동유동의 실험결과와 삼차원 수치해석결과를 요약하면 다음과 같다.

- (1) 정상유동일 경우, 분기부 근처에서 "M" 자형의 속도 분포를 나타내다가, 분기관쪽으로 유동이 진행함에 따라 내벽쪽의 속도나 전단응력분포는 외벽쪽의 경우보다 높게 나타난다. 협착발생의 원인이 되는 제순환영역은 전단응력이 작은 외벽쪽에 발생된다.
- (2) 박동유동의 속도분포를 정상유동의 경우와 비교하여 보면 가속시의 속도분포는 정상유동의 속도분포보다 낮게 나타나고, 가속시의 속도분포는 정상유동의 경우보다 높게 나타난다. 가속시에 일어나지 않는 유동역류현상은 감속시에 분기관의 내외벽쪽에 발생하기 시작하여 이완기 때 최대가 된다. 분기관 외벽에서의 전단응력이 최소가 되는 영역은 가속기에는 분기점에서 가까운 분기관에 형성되나 감속기에는 분기관 하류지점으로 이동된다.
- (3) In vitro 실험에서 흔히 쓰이는 LDA 속도측정 및 실지 입장에서 널리 이용되는 PDU 속도측정으로부터 얻어진 결과들과 수치해석 결과는 정성적으로 잘 일치한다.

5. 참고문헌

1. Fry DL: Acute vascular endothelial changes associated with increased blood velocity gradients. *Circ Res* 22:165-197,1968.
2. Caro CG, Fitz-Gerald JM, Schroter RC: Atheroma and arterial wall shear: Observation, correlation and proposal of a shear dependent mass transfer mechanism for atherogenesis. *Proc Royal Soc Lond B*117:109-159, 1971.
3. Roach MR: The effects of bifurcation and stenoses in arterial disease. in *Cardiovascular dynamics* (Hwang NFC and Normann VA eds), University Park Press, Baltimore, 1977.
4. Fukushima T, Homma T, Azuma T and Harakawa K: Characteristics of secondary flow in steady and pulsatile flow through a symmetrical bifurcation.

5. Walburn FJ, Sabbah HN and Stein PD: Flow visualization in a mold of the human abdominal aorta. *ASME J Biomechanical Eng* 103:168-170, 1981.
6. Bharadvaj BK, Mabon RF and Giddens DP: Steady flow in a model of human carotid bifurcation: Part 1. Flow visualization. *J Biomech* 15:349-362, 1982.
7. Karino T and Goldsmith HL: Particle flow behavior in models of branching vessels II. Effects of branching angle and diameter ratio on flow patterns. *Biorheology* 22:87-104, 1985.
8. Back MR, Cho YI, Crawford, DW and Back LH: Fluid particle motion and Lagrangian velocities for pulsatile flow through a femoral artery branch model. *ASME J Biomechanical Eng* 109:94-101, 1987.
9. Rieu R, Friggi A and Pelissier R: Velocity distribution along an elastic model of arterial tree. *J Biomech* 18:703-713, 1987.
10. Ku DN and Giddens DP: Laser Doppler anemometer measurements of pulsatile flow in a model of carotid bifurcation. *J Biomech* 20:407-421, 1987.
11. Sung HW, Philpot EF, Nanda NC and Yoganathan AP: Axial flow velocity patterns in a pulmonary artery model with varying degrees of valvular pulmonic stenoses: Pulsatile in vitro studies. *J Biomech* 23:562-578, 1990.
12. Rindt CCM, von Steenhoven AA and Renemann RS: An experimental analysis of the flow field in a three-dimensional model of the human carotid artery bifurcation. *J Biomech* 21:985-991, 1988.
13. Kim YH and Chandran KB: Steady flow analysis in the vicinity of an end-to-end anastomoses. *Biorheology* 30:117-130, 1993.
14. Ku DN, Giddens DP, Zarins CK and Glagov S: Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation: Positive correlation between plaque location and low and oscillating shear stress. *Arteriosclerosis* 5:293-302, 1985.
15. 김 영호: 대동맥 분기에서의 혈액유동: 맥도플러초음파 및 레이저도플러계측기를 사용한 연구. *대한의용생체공학회지* 14:43-46, 1992.

표 1. Dimensions of the aortic bifurcation model

Nomenclature	Dimension
Inlet diameter	1.50 cm
Daughter branch diameter	0.80 cm
Area ratio	0.57
Branch angle ($\theta = \phi$)	26.5°
Inlet entrance length	100 cm

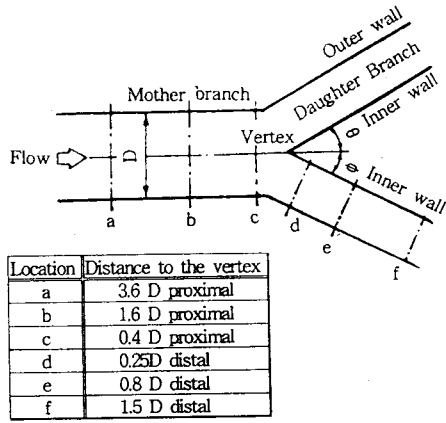


Fig. 1 Geometric configuration of the aortic bifurcation model

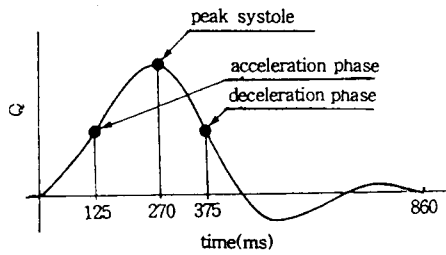


Fig. 2 Pulsatile waveform of velocity

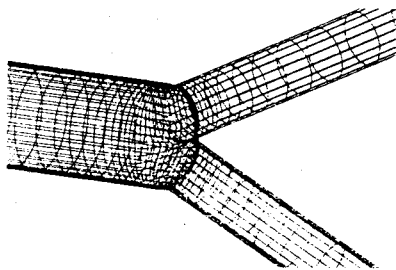


Fig. 3 Three dimensional mesh of the aortic bifurcation model.

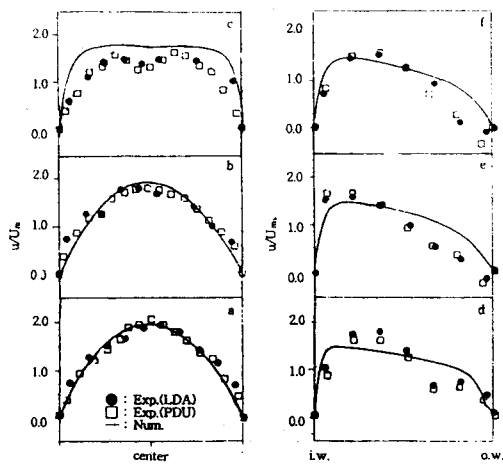


Fig. 4 Axial velocity profiles for the steady flow in the aortic bifurcation model

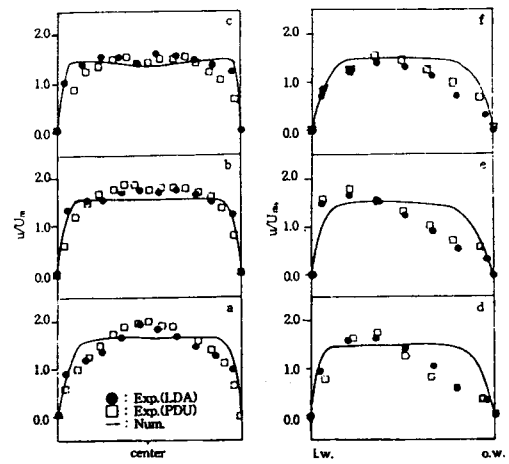


Fig. 5 Axial velocity profiles for the pulsatile flow in the aortic bifurcation model (accelerating phase)

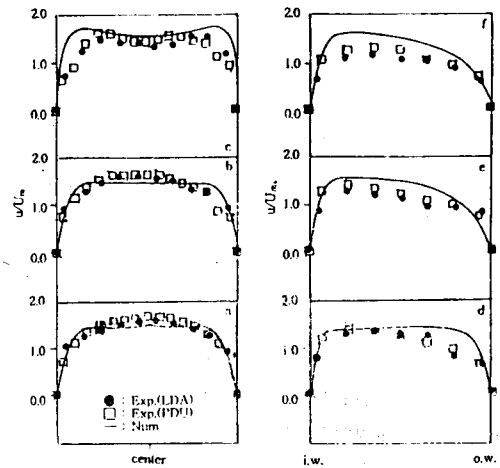


Fig. 6 Axial velocity profiles for the pulsatile flow in the aortic bifurcation model (peak systole)

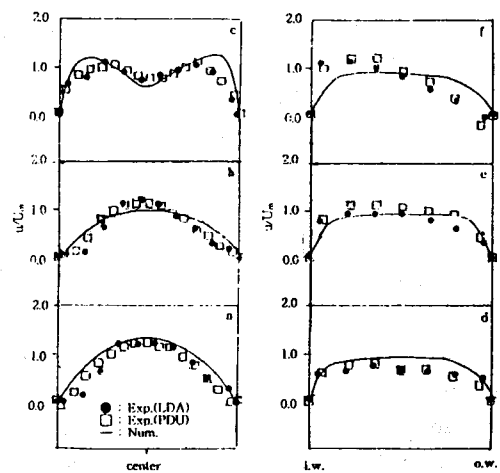


Fig. 7 Axial velocity profiles for the pulsatile flow in the aortic bifurcation model (decelerating phase)