

혈관 분지부의 유동 특성에 대한 수치해석 연구

이인섭[†] · 유홍선^{*}

The Numerical study for flow characteristics of bifurcation in blood vessel

Lee insub and Ryou hong sun

Key Words : Bifurcation(분기), Branch flow (분지관 유동), Newtonian fluid(유턴유체), Haemodynamics(혈류역학)

Abstract

The main objective of present study is to obtain information for flow characteristics, such as velocity and wall shear stress, of bifurcation in blood vessel. Branch flows for Newtonian fluids are simulated by using Fluent V.6.0. The numerical simulations are carried out for five cases divided by different values of bifurcation angle and area ratio. As a result of simulation, high wall shear stress is appeared at the bifurcated region. As increasing bifurcation angle, pressure drop is increasing. In addition, as the area is decreasing, pressure drop and wall shear stress is increasing.

기호설명

A1 : 상류 주관 면적
 A2 : 제 1 분지관 면적
 A3 : 제 2 분지관 면적
 \bar{F} : 체적력
 p : 압력
 S_m : 질량 생성항
 \bar{v} : 속도 (m/s)
 ρ : 밀도 (kg/m^3)
 α : 분기각
 β : 면적비 (A2/A3)

1. 서론

혈액은 인체 내에서 가장 많은 유체이며, 순환을 통해서 산소, 영양분, 노폐물을 전체의 각 조직에 전달하는 중요한 역할을 한다. 순환계는 심장, 동맥, 모세혈관 및 정맥으로 구분되며, 심장은 혈액에 에너지를 주는 동력원, 동맥 및 정맥은 혈액의

이송통로, 모세혈관은 혈액과 조직과의 산소, 영양분, 노폐물 등을 전달하는 역할을 수행한다. 혈류의 유동은 각종 혈관계 질환의 발생과 진행에 영향을 미친다. 혈류 유동이 영향을 미친다고 알려져 있는 혈관계 질환은 동맥경화, 동맥류, 내막기식증 동맥경화와 혈전의 형성대, 동정맥 기형 등이 있다. 동맥경화는 동맥벽이 딱딱 해지며, 두꺼워져서 혈관내부가 막히는 혈관계 질환이다. 혈관벽이 협착 되거나 혈전에 의해 혈관이 막히면 하부 조직에 혈액 공급이 중단되므로 심장 마비 등의 치명적인 원인이 된다. 이와 같이 혈관의 일부가 막히거나 손상된 경우 혈류를 유지하기 위해 인조 혈관을 사용하여 혈관을 대체하거나 우회하는데 사용한다. 그러나, 인공 혈관을 사용하는 경우 가장 큰 문제는 용혈 현상과 혈전의 형성이다. 적혈구는 지질로 된 얇은 막으로 싸여 있으며, 이 속에 녹아 있는 헤모글로빈은 산소와 결합하여 산소를 운반하는 중요한 역할을 한다. 혈액이 혈류의 유동에 의해 과도한 응력을 받을 경우 적혈구의 막이 파열되는 용혈현상이 발생하며 혈관 조직이 손상되거나 혈액이 인공 표면에 접촉하게 되면 혈전이 발생하기 쉽다. 위와 같은 동맥경화 환자의 경우, 혈류 유동에 대한 지식은 좋은 외과적 수술 결과와 환자의 생존을 위해 매우 중요하다.

[†] 중앙대학교 기계공학과
 E-mail : Leeis@ms.cau.ac.kr
 TEL : (02)825-3669 FAX : (02)813-3669

^{*} 중앙대학교 기계공학과

그럼으로, 인공 혈관에서 혈류 유동의 특성을 파악하는 것은 매우 중요하다. 특히, 재순환 영역이나 응력이 크게 발생하는 영역을 조사하는 것은 인공 혈관의 수술에 큰 도움을 줄 수 있다. 그러나, 이런 유동들은 입상의 유동 측정이 어렵기 때문에 실제 사람의 혈류유동에 대한 정보는 매우 부족하다. 선진국에서는 분지(bifurcation)가 있는 혈류유동에 대한 연구가 최근 많이 실행되고 있다. Fei 등(1), Staalsen 등(2)은 분기의 각에 대해 연구하였고 Pedersen 등(3), Smedby 등(4)은 벽 곡률 효과에 대해 연구하였으며 cho 등(5)은 유량의 효과에 대해 연구하였다. 또한, Bertolotti 등(6)은 협착된 동맥 바이패스에서 맥동이 있는 실제 유동에 대해 실험과 수치해석을 병행하였다. Lee 등(7)은 완벽한 바이패스 형상에 대해 정상 상태 유동으로 수치해석 하였다. 또한, 국내에서는 서상호 등(8)은 분기관내 유동에 대하여 수치 해석 하였고 서상호 등(9)은 분기관내 맥동 유동의 가시화 실험을 하였다. 위와 같이 최근 혈관 내 유동에 대한 실험적 및 수치 해석적 연구가 많이 수행되고 있다. 그러나, 아직까지 분지 혈관에 대한 정량적인 정보들은 매우 부족하다.

그럼으로, 본 연구에서는 분기관내 유동 특성을 정량적으로 해석하여 분기 각, 분기 면적비등의 유동특성에 미치는 영향을 수치적으로 해석하고자 한다.

2. 수치 해석

혈관의 유동은 정상 상태, 비압축성, Newtonian 유체로 가정하였으며, 지배방정식인 연속방정식과 운동량 방정식은 다음과 같다.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = S_m \tag{1}$$

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho \vec{v}) + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}) = -\nabla p + \rho \vec{g} + \vec{F} \tag{2}$$

분지 혈관 내 유동을 수치해석하기 위해 본 연구에서는 범용 프로그램인 Fluent 6.0 을 사용하였

Table 1 The cases of numerical simulation

	Case 1	Case 2	Case 3	Case 4	Case 5
분기각 (α)	15°	15°	26.5°	45°	45°
면적비 (β)	1	2	1	1	2

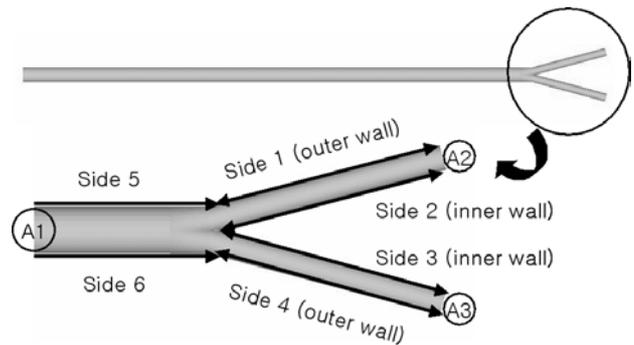


Fig. 1 Scheme diagram

다. 입구 경계조건은 0.1m/s 의 균일속도 분포라 가정하였고 작동유체는 혈액의 물성과 비슷하게 3.7cp 의 Newtonian 유체로 가정하였다. 수치해석은 그림 1 에 나타난 분기 형상에 대하여 수행되었다. 입구 주관쪽 면적은 A1 이고 출구 분지 관쪽 면적은 A2 와 A3 이다. 분지부를 지나 분지 관의 side2 와 sid3 의 벽면을 안쪽 벽(inner wall) 이라 하였고 side1 과 side2 의 벽면을 바깥쪽 벽(outer wall) 이라고 하였다. A1 의 직경은 1.5cm 이고 분기 각은 15°이다. 또한, 입구에서 속도가 완전히 발달한 유동이 되게 하기 위하여 1m 정도의 직관 부분을 두었다. 이 유동의 Reynolds 수는 446 임으로 층류라 가정하였다. 수치 해석은 A2 와 A3 의 직경과 분기 각에 따라 Table 1 에 나타나 바와 같이 5 가지 경우에 대해서 수행 되었다. Case 1 은 분기 각이 15°이고 면적 비(A2/A3)가 1 인 경우이다. Case 2 는 분기 각은 같으나 분지 관의 면적비가 2 인 경우이다. 5 가지 경우 입구와 출구의 면적비는 0.57 로 모두 일정하다.

3. 계산 결과

수치해석은 Table 1 에 주어진 5 가지 경우에 대

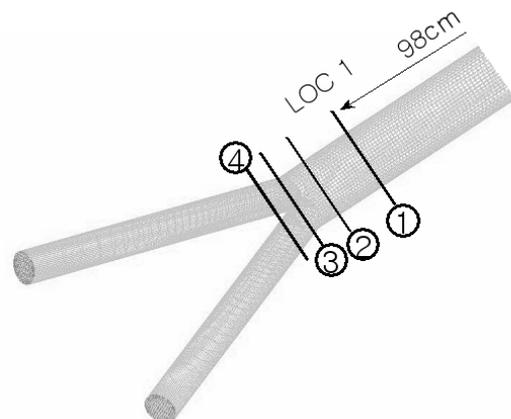


Fig. 2 Grid system

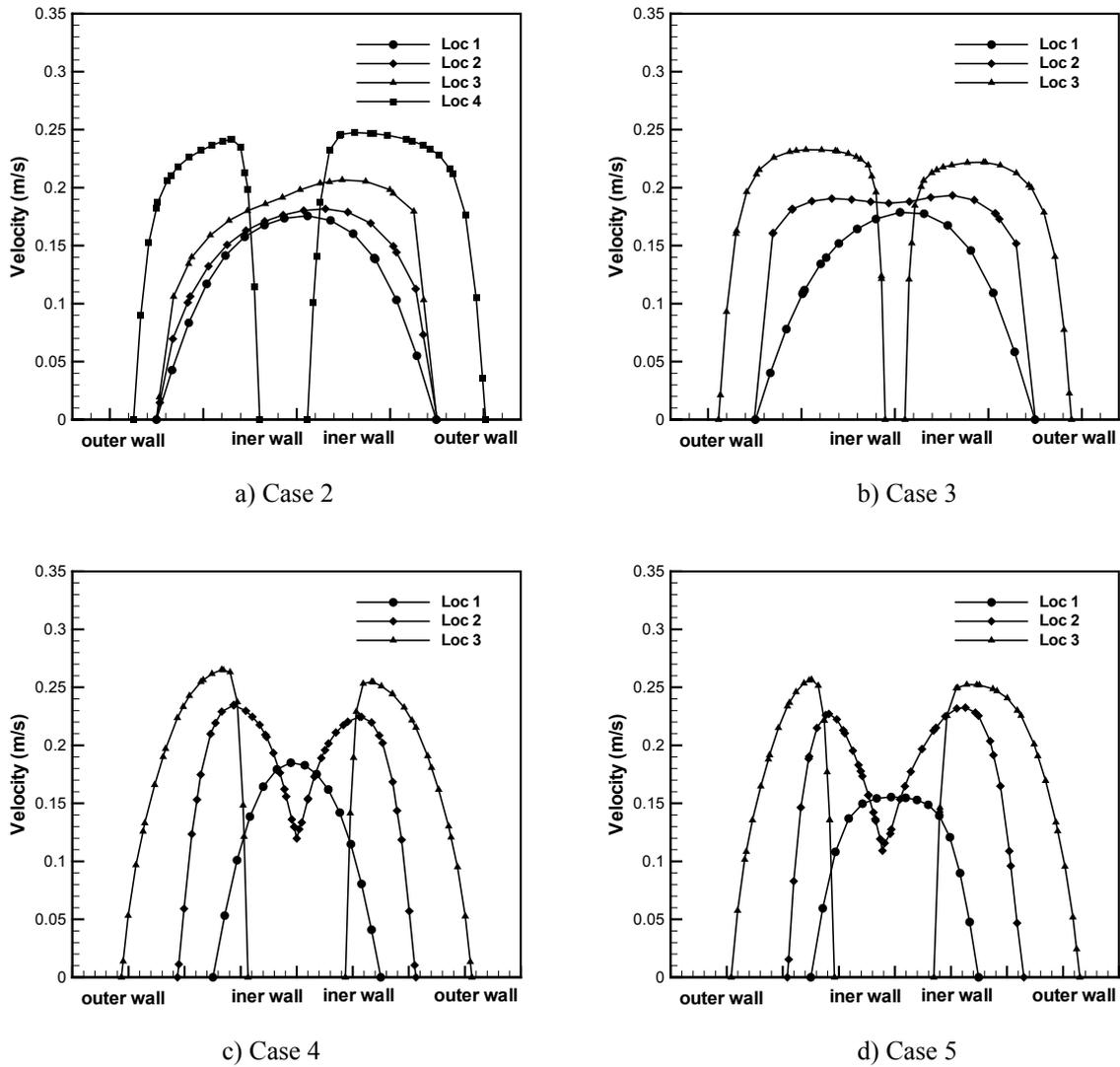


Fig. 3 Velocity profile

하여 수행되었다. 그림 2는 Case 1에 대한 격자계를 보여준다. 격자는 범용 프로그램인 ICEM-CFD를 이용하여 생성되었으며 격자 수는 약 7 만개 정도이다.

그림 3은 분지 관에서 속도 분포를 보여 주고 있다. 여기서, Loc 1은 입구에서 98cm 위치에서 속도 분포를 추출한 것이고 Loc 2는 100cm, Loc 3은 101.5cm, Loc 4는 102cm에서 속도 분포이다. 이 속도 추출 위치는 그림 2에 대략적으로 나타나 있다. 그림 3의 a)는 분기 각이 15°이고 면적비가 2인 경우로 면적의 차이에 의해 속도 분포가 비대칭적으로 나타나고 있다. 단면적이 좁은 분지 관쪽보다 단면적이 넓은 분지 관쪽으로 속도가 더 빨리 증가하여 비대칭적인 속도 분포를 보인다. 이것은, 단면적이 넓은 분지 관쪽이 분지가

빨리 발생하는 기하학적 형상 때문에 발생하는 것으로 생각된다. 또한, 분기부를 지나서는 총단면적이 0.57로 감소함으로 전체적으로 속도는 증가하고 있으며 안쪽 벽(inner wall) 근처에서 속도가 바깥쪽 벽(outer wall) 근처에서 보다 더 빠른 속도 분포를 보인다. 이것은 유체가 가지고 있는 관성력 때문으로 사료된다. 그림 3에 b)는 분기 각이 26.5°이고 면적비가 1인 경우이다. 이 경우 두 분지 관의 면적이 같으므로 대칭 속도 분포를 보이고 있다. 속도 분포는 분지부에 가까운 곳에서 M자 형태를 보이고 있다. 그림 3의 c)는 분기 각이 45°이고 면적비가 1인 분지 관의 속도 분포이다. 면적비가 같으므로 속도 분포는 대칭을 보이며 분지부에 가까이 갈수록 M자 형태의 속도 분포를 가진다. Case 3과 비교해 볼 때 분기 각이 증가할

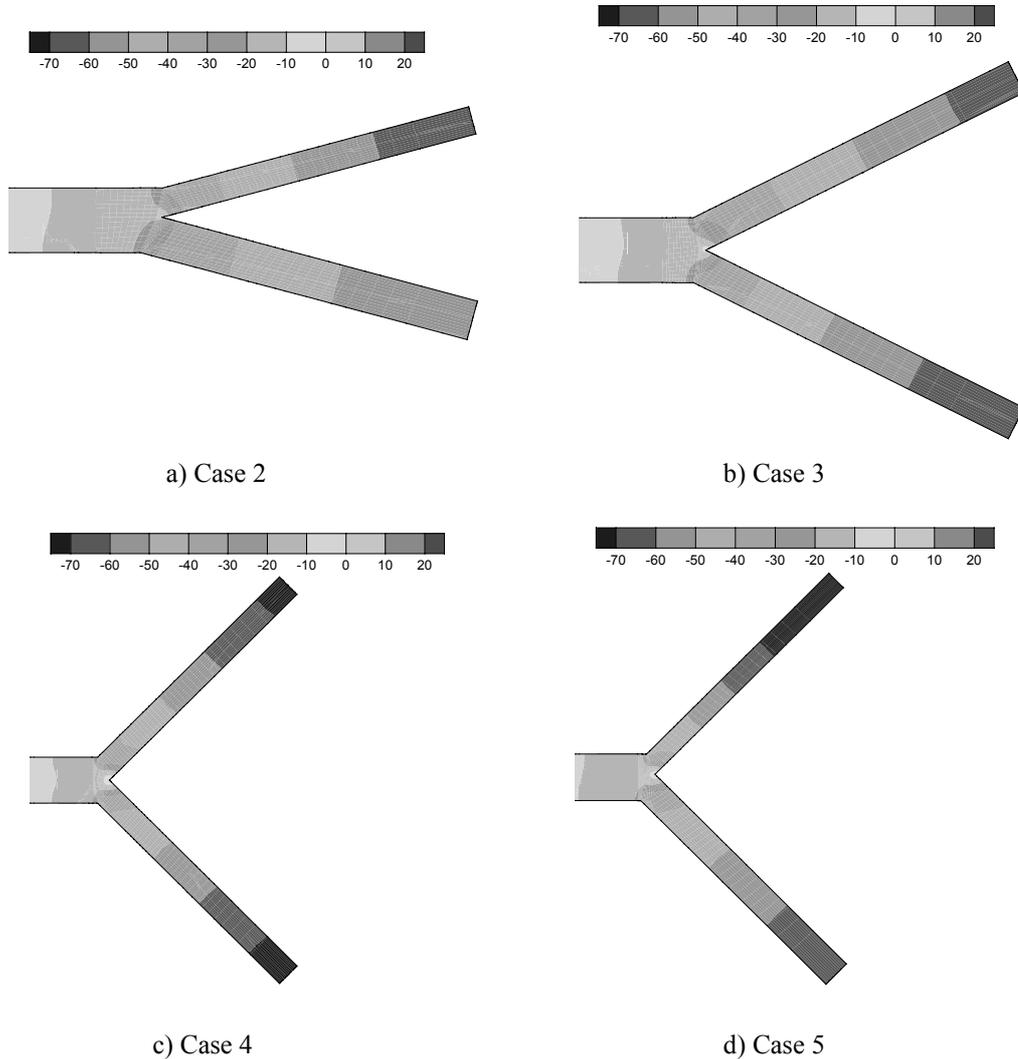


Fig. 4 Pressure contour

수록 안쪽 벽에서 속도는 급격히 증가하는 반면 바깥쪽 벽에서 속도는 점차적으로 증가하고 있다. 그림 3의 d)는 면적비가 2인 경우로 속도 분포가 Case 2와 유사하게 비대칭적인 속도 분포를 가진다.

그림 4는 분지부에서 압력 분포를 보여주고 있다. 그림 4의 a)는 분기 각이 15°이고 면적비가 2인 경우로 두 분지관의 압력차는 10Pa 정도 차이를 가지며 비대칭 분포를 보이고 있다. 면적이 작은 관의 압력강하가 10Pa 정도 크음을 알 수 있다. 그러나, 면적비가 같은 case 3에서는 압력 분포가 거의 대칭 분포를 보이고 있다. 이와 유사하게, 분기각이 45°인 경우도 면적비가 같은 경우 압력 분포는 대칭을 이룬다. 그러나, 그림 4의 d)는 면적비가 2인 경우로 면적이 작은 분지관이 10Pa 정도 압력 강하가 더 크다. 또한, 분기 각이 15°인 경우

와 45°인 경우를 비교해 보면, 분기 각이 큰 경우가 10Pa 정도 더 큰 압력강하를 보임을 알 수 있다. 그림 4에서 보는 것과 같이, 압력 강하는 분기 각이 증가할수록 증가하고 관의 직경이 감소할수록 증가하는 경향을 보인다.

그림 5는 분지관 벽에서 벽 전단응력 분포를 나타낸다. Side 4와 5는 분지부 전 입구쪽 벽면을 따라 벽 전단응력을 보여주고 있고 side 1과 4는 분지부 후에 바깥쪽 벽에서 벽 전단응력을 나타내며, side 2와 3은 분지부 후의 안쪽 벽면에서 벽 전단응력을 보여준다. 그림 3의 a)는 분기각 15°이고 면적비가 1인 분지관에서 벽 전단응력 분포를 보여주고 있다. 이 경우는 면적비가 같으므로 벽 전단응력은 대칭 분포를 보인다. 벽 전단응력은 분지부에 가까워 질수록 증가하다가 분지관을 지난 후 감소한다. 벽 전단응력은 바깥쪽 벽보다 안쪽

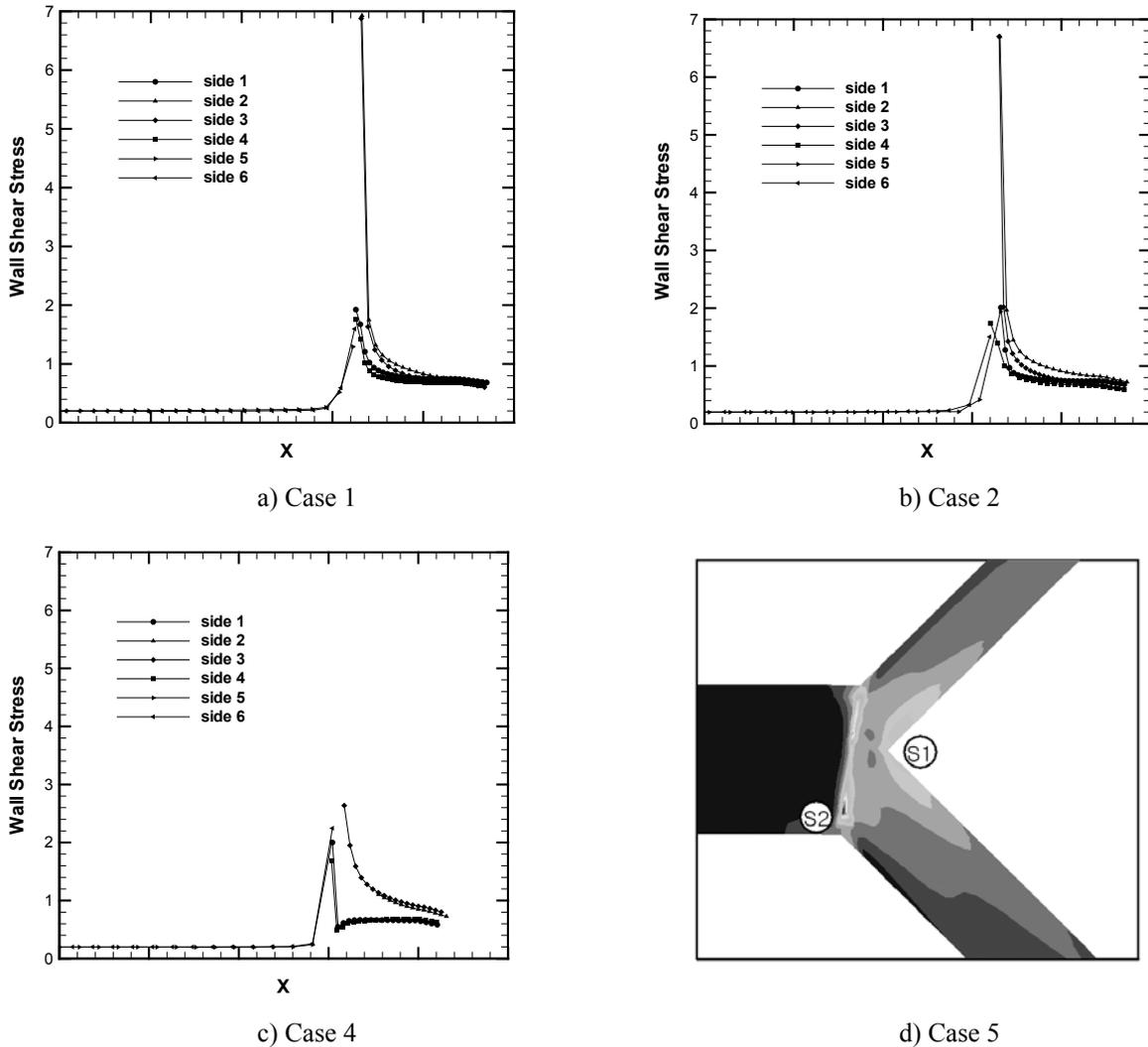


Fig. 5 Wall shear stress distribution

벽에서 더 크게 증가 하며, 특히 두 관이 분리 되는 정체 점에서 최고 값을 가진다. 그림 5 의 b)는 분기각이 15°이고 면적비가 2 인 경우 벽 전단응력 분포이다. Case 1 과 유사하게 분기부 근처에서 전단응력이 증가하였다가 점차 감소 하고 있다. 그러나, 두 관의 면적비가 다르므로 벽 전단응력 또한 약간의 차이를 보이고 있다. 단면적이 작은 관의 벽 전단응력이 단면적이 넓은 관의 벽 전단응력보다 약간 큰 벽 전단응력을 가진다. 이는 단면적이 작은 관의 벽면에서 속도 변화가 매우 급격히 변함을 나타내고 있다. 그림 5 의 c)는 분기각이 45°이고 면적비가 1 인 분기관에 대한 벽전단 응력이다. 이 경우도 case 1 과 같이 두 벽면이 대칭 분포를 보여주며 분기부 부근에서 증가하는 경향을 가진다. 그러나, case 1 과 2 와 달리 안쪽벽면의 정체 점에서 벽 전단응력이 급격히 증가 하지 않는다. 이것은 분기 각이 큰 경우 벽 전단응

력이 감소하여 발생한 것이 아니라 분지가 발생하는 안쪽 벽면의 정체 점(S1)에서 보다 주관과 분지관이 만나는 바깥쪽 연결부근(S2)에서 벽전단응력이 최대값을 갖기 때문이다. 이것은 주관과 분지관이 만나는 부근에서 급격한 속도 감소로 발생하는 것으로 사료된다. 이 현상은 case 5 의 면적비가 2 인 경우에서도 발생된다. 그림 5 의 d)를 보면 벽 전단응력의 최대값은 분지가 발생하는 정체 점(S1)에서 발생하는 것이 아니라 주관과 분지관이 만나는 바깥쪽 벽의 약간 안쪽면(S2)에서 발생한다. 특히 단면적이 넓은 관쪽에서 전단응력의 최대값이 분포가 넓게 예측되고 있다.

4. 결 론

원형 분기관내 유동을 분기각과 분기 면적 비에 따라 수치 해석한 결과 다음과 같은 결과를 얻었

다.

- (1) 속도 분포는 분지부를 지나기전 중심속도가 서서히 감소하여 M 자 분포를 이루며 분기부를 지난 후에는 분지관 안쪽 벽 근처에서 속도가 바깥쪽 벽 근처에서 속도 보다 빠르다.
- (2) 압력 강하는 분기 각이 증가할 수록 증가하고 분지관의 면적이 작을수록 증가한다.
- (3) 벽 전단응력은 분지부근에서 증가하며 분지관의 면적이 작을수록 증가 한다.
- (4) 벽 전단 응력은 분기 각이 작은 경우 분지부의 안쪽 벽 정체 점에서 최대값을 가지고 분기 각이 클 경우 주관과 분지관이 만나는 분지부의 바깥쪽 벽 근처에서 최대값을 가진다.

참고문헌

- (1) Fei, D.Y., Thomas, J.D., Rittgers, S.E., 1994. The effect of angle and flow rate upon hemodynamics in distal vascular graft anastomoses: a numerical model study. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 116, 331-346
- (2) Staalsen, N.H., Ulrich, Winther, M.J., Pedersen, E.M., How, T., Nygaard, H., 1995. The anastomosis angle does change the flow fields at vascular end-to-side anastomoses in vivo. *Journal of Vascular Surgery*, Vol. 21, 460-471
- (3) Pedersen, E.M., Sung, H.W., Yoganathan, A.P., 1994. Influence of abdominal aortic curvature and resting versus exercise conditions on velocity fields in the normal abdominal aortic bifurcation. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 116, 347-354
- (4) Smedby, O., Jonathan, J., Molgaard, J., Olsson, A.G., Walldius, G., Errikson, U., 1995. Prediction of atherosclerosis for the inner curvature in the femoral artery- a digitized angiography study, *Arteriosclerosis thrombosis and vascular biology*, Vol. 15, 912-917
- (5) Cho, Y.I., Back, L.H., Crawford, D.W., 1985. Experimental investigation of branch flow ratio, angle and Reynolds number effects on the pressure and flow fields in arterial branch models. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 107, 257-267
- (6) Bertolotti, C., Deplano, V., Fuseri, J., Dupouy, P., 2001. Numerical and experimental models of post-operative realistic flows in stenosed coronary bypasses. *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, 1049-1064
- (7) Lee, D., Su, J.M., Liang, H.Y., 2001. A numerical simulation of steady flow fields in a bypass tube. *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, 1407-1416
- (8) Suh, S.H., Yoo, S.S., Kim, Y.H., Roh, H.W., 1996. A study on the pulsatile flow characteristics of Newtonian and Non-Newtonian fluids in the bifurcated tubes, *The Korean Society of Mechanical Engineers*, Vol. 29, No. 11, 3607-3619.
- (9) Suh, S.H., Roh, H.W., Yoo, S.S., Kim, D.I., and Lee, B.B, 1999, Visualization of pulsatile flow of the blood substitute fluids using the particle image velocimetry, *Korean society for vascular surgery*, Vol. 15, No. 2, 205-212.