관상동맥 분지관에서 점도에 따른 유체의 유동현상 연구

A Study on Fluid Flow of Various Viscosities in Coronary Artery

안기영[1*], 이현섭[1]
숭실대학교 기계공학과[1]

초 록

본 논문은 EDISON_CFD를 이용하여 관상동맥 분지관에서 점도에 따른 유체의 유동현상에 관하여 연구를 하였다. 뉴턴유체인 물의 점성계수 일때와 비뉴턴유체인 혈액의 Carreau model에서의 영전단율 점성계수(η_0)와 무한전단율 점성계수(η_∞)일 때의 유동현상을 살펴보았다. 그 결과 점도가 증가할수록 재순환영역에서 유체의 속도가 감소하였고 CF 및 CP값이 감소하는 구간의 수가 증가하여 벽면의 저전단응력으로 인해 생기는 재순환영역의 수가 증가하는 것으로 나타났다.

Key Words : 물의 점성계수(Viscosity of Water), 영전단율 점성계수(Zero-Shear Rate Viscosity), 무한전단율 점성계수(Infinite-Shear Rate Viscosity), 벽면전단응력(Wall-Shear Stress), 재순환영역(Secondary Flow Region)

1. 서 론

관상동맥의 협착 혹은 폐색에 의한 허혈성 심장 질환은 암질환과 함께 가장 중요한 사망원인 중 하나이다. 비침습적인 약물치료를 비롯하여 침습적 치료인 관상동맥 성형술(percutaneous intervention)의 발전에 힘입어 치료에 상당한 진전이 있었지만 아직 해결해야 할 과제들이 남아있다. 그 이유는 분지부에 발생한 협착의 치료에 대해서는 아직 뚜렷한 해결책이 없는 형편이기 때문이다.[1)]

지금까지 관상동맥 분지부에서의 협착 원인에 관한 혈류역학적 이론들이 제시되어왔다. 그 중 Caro 등[2)]은 전단응력이 낮은 곳에서 혈류가 머무르는 시간이 길어지면서 협착이 생긴다는 이론을 제시하였다. 이 가설을 바탕으로 본 논문에서는 관상동맥의 분지부에서 유체의 점도에 따른 유동변화를 분석하였다. 뉴턴유체인 물의 점성계수일 때와 비뉴턴유체인 혈액의 Carreau model에서의 영전단율 점성계수(η_0)와 무한전단율 점성계수(η_∞)일 때의 유동현상을 살펴보았다.

2. 본 론

2.1 혈관 모델

협착이 일어나는 관상동맥 분지부의 위치와 크기에 대한 정보를 먼저 구축해야 한다. 따라서 이를 위하여 Fig. 1과 같이 좌관상동맥의 첫번째 분지관을 선택하였다. 하지만 사람마다 그 기하학적 형상이 다르고 시간에 따라 관찰이 어렵기 때문에 형상을 이상화하여 Fig. 2와 같이 나타내었다.[3)]

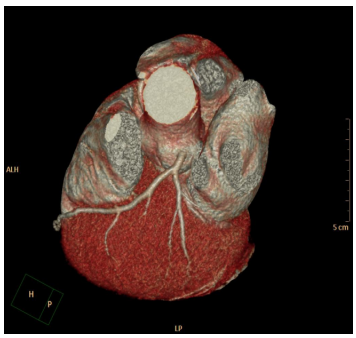

Fig. 1. 관상동맥 형상

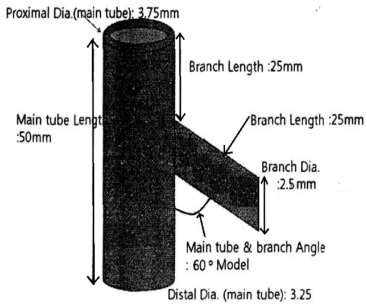

Fig. 2. 이상적인 관상동맥 형상

2.2 혈관 모델링

분지부의 기하학적 형상은 사람마다 다르므로 본 연구에서는 좌관상동맥의 첫 번째 분지관 모델을 Fig. 2와 같이 이상화하여 모델링 하였으며 분지부의 각도를 60° 로 선정하였다. 혈관을 모델링 함에 있어 프로그램 해석적 오류를 줄이기 위해 Fig. 3과 같이 4개의 Block으로 모델링하였고 최대한 격자의 모양이 직사각형이 되도록 설정하였다. 각각의 Block에서의 격자수 설정은 Table. 1에 나타내었다. Fig. 4는 격자 모델의 분지부를 확대한 그림으로 벽면에서 경계층 형성과 분지부에서 유동현상의 정확한 해석을 위하여 End Cell Number을 0.003으로 하였다.

Table. 1. Block에 따른 격자 설정

Block	격자수(세로×가로)	End Cell Number
1	100×200	0.003
2	100×100	
3	200×100	
4	100×200	
total	70,000	

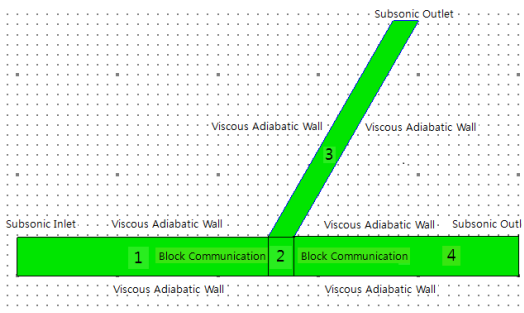

Fig. 3. 블락 모델 및 경계조건

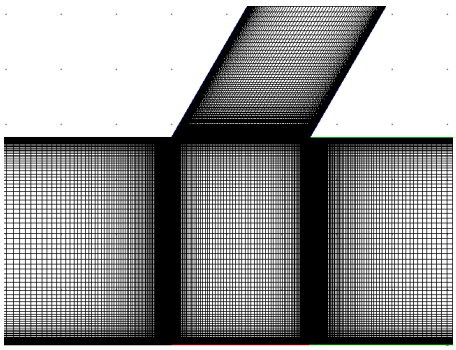

Fig. 4. 격자 모델

2.3 경계조건 및 유동조건

Fig. 3과 같이 혈관에서 유체가 유입되는 입구에서는 Subsonic Inlet 조건을 설정하였고 출구에서는 Subsonic Outlet 조건을 설정하였다. 또한 혈관 벽면은 점착 및 단열(Viscous Adiabatic Condition) 조건을 설정하였고 2번 블락에서는 서로 다른 블락간의 유동정보교환을 위하여 Block Communication 조건을 설정하였다.

유체의 종류는 물과 혈액을 선택하였다. Fig. 5는 실제 측정된 관상동맥 입구에서의 압력 및 속도 파형이다. 본 연구에서는 심장수축기에서의 최대혈류속도인 0.21m/s를 선정하여서 물과 혈액의 Re수를 구하였다. 이때 혈액의 점성계수는 비뉴턴유체에 관한 수치해석을 위해 혈액의 유변학적 성질을 잘 나타내는 것으로 알려진 Carreau model에서의 영전단율 점성계수(η_0)와 무한전단율 점성계수(η_∞)를 선택하였다. Carreau model은 (식 - 1)과 같이 나타내어진다. 물과 혈액에서 Table. 2에 나타낸 각각의 값들을 이용하여 (식 - 2)에 대입하면 물의 Re수는 1086, 혈액의 경우 영전단율일 때와 무한전단율일 때 각각 15 와 240의 Re수를 구할 수 있다.

$$\eta = \eta_\infty + (\eta_0 - \eta_\infty)[1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{(\frac{n-1}{2})} \qquad \text{(식 - 1)}$$

$$Re = \frac{\rho v D}{\mu} \qquad \text{(식 - 2)}$$

Table. 2. 작동유체의 밀도와 유변학적인 값

Fluid	$\rho(kg/m^3)$	Rheological model	Rheological values
Water (35℃)	994	Newtonian	$\mu = 0.000721$ Pa·s
Blood	1050	Carreau	$\eta_0 = 0.056$ Pa·s $\eta_\infty = 0.00345$ Pa·s

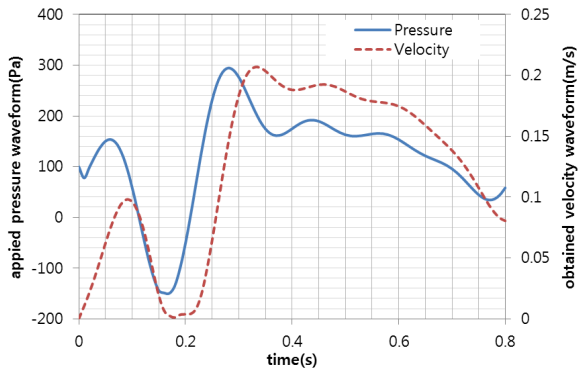

Fig. 5. 관상동맥 입구에서의 압력 및 속도파형

2.4 수치해석

EDISON에서 제공되는 eMEGA 프로그램을 이용하여 생성한 격자를 2D_Incomp-2.1_P Model로 계산하였다. 2D_Incomp-2.1_P Model에서는 유체의 운동을 묘사하기 위한 지배방정식으로 Reynolds-Averaged Navier-Stokes(RANS)를 사용하였다. 본 연구에서의 Fluid Type은 Incompressible Steady Flow 및 Laminar

Flow에 해당한다. 플럭스 계산 기법은 Osher's Upwind Scheme을 선택하였고 고차 공간 정확도 기법으로는 MUSCL 기반의 Koren 제한자를 이용한 3차공간 정확도를 이용하였다. 시간 전진 기법으로 비압축성 정상유동 계산을 효율적으로 하기 위한 내재적 기법인 LU-SGS를 선택하였다.

2.5 결과

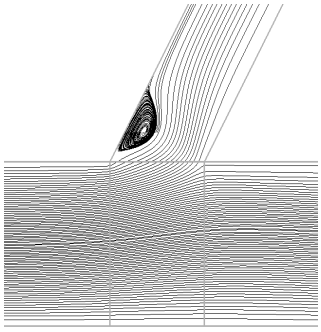

Fig. 6. 영전단율 점성계수일 때의 유선

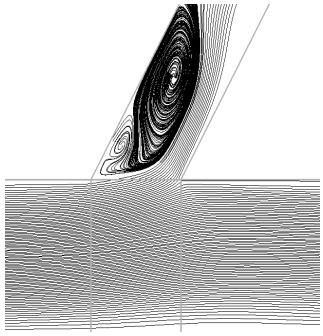

Fig. 7. 무한전단율 점성계수일 때의 유선

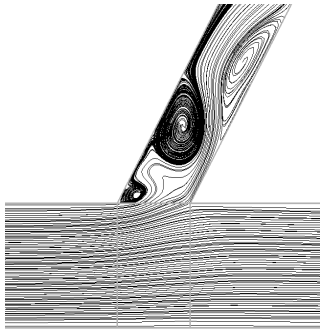

Fig. 8. 물(35℃)의 점성계수일 때의 유선

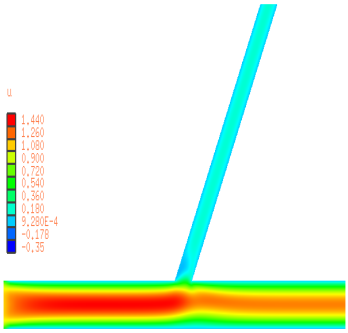

Fig. 9. 영전단율 점성계수일 때의 contour

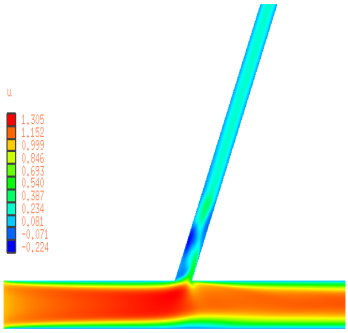

Fig. 10. 무한전단율 점성계수일 때의 contour

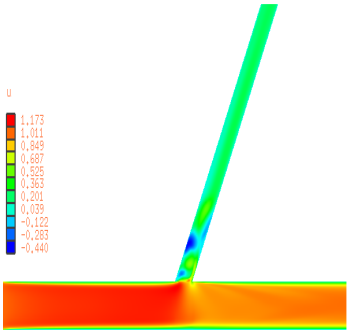

Fig. 11. 물(35℃)의 점성계수일 때의 contour

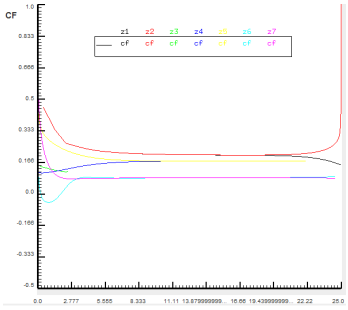

Fig. 12. 영전단율 점성계수일 때의 CF

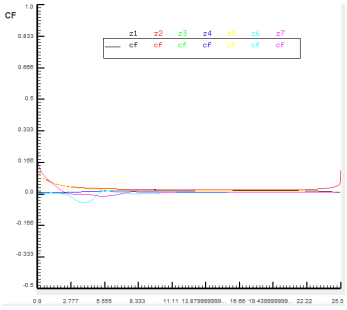

Fig. 13. 무한전단율 점성계수일 때의 CF

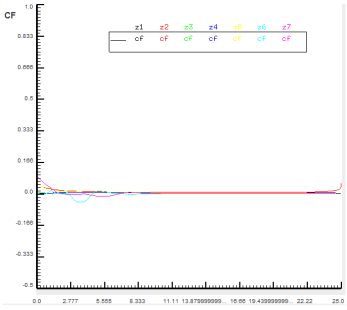

Fig. 14. 물(35℃)의 점성계수일 때의 CF

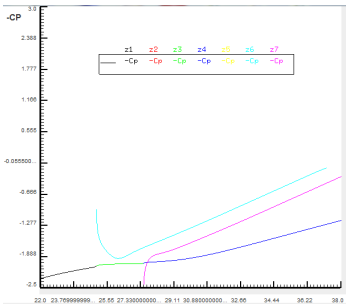

Fig. 15. 영전단율 점성계수일 때의 CP

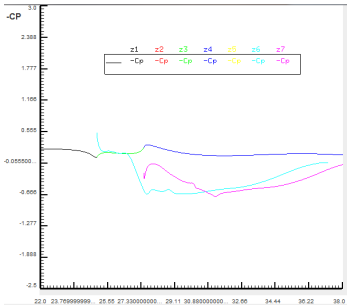

Fig. 16. 무한전단율 점성계수일 때의 CP

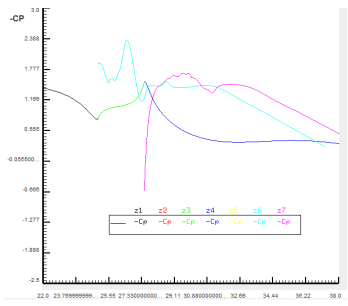

Fig. 17. 물(35℃)의 점성계수일 때의 CP

3.1. 분지부에서 유체의 점도에 따른 유동현상 결과 및 분석

분지부에서의 유동특성을 파악하기 위해서 심장수축기일 때의 유체의 유동을 관찰하였다. Fig. 6,7,8에서 볼 수 있듯이 가속시 관상동맥 입구에서 유입된 유체는 좌전하행지(LCD)와 회선지(LCX)로 분지되어 유동하고, 분지부를 지나 회선지 상단부 영역에서 재순환이 발생되고 있음을 알 수 있다.

Fig. 9,10,11은 유체의 속도를 나타내는 contour 그림이고 모든 유체의 재순환영역에서 유체의 속도가 감소하는 것을 알 수 있었다. 혈관 벽면의 전단응력이 낮아지게 되면 혈액의 재순환이 일어나게 되는데[4] 유체의 속도가 낮아지게 되면 벽면전단응력 또한 작아지게 되므로 재순환영역이 생기는 것으로 보인다. 또한 유체의 점도에 따라서 재순환 영역의 크기와 모양이 다르게 나타났으며 점도가 높아질수록 재순환 영역에서의 유체 속도가 작은 값을 가졌다.

Fig. 12,13,14는 각 유체의 CF값이다. 유체의 재순환이 일어나는 벽면인 z6(하늘색)의 그래프를 보면 재순환이 일어나는 지점에서 CF값이 감소하였다. CF값은 벽면전단응력에 비례하므로 CF값이 감소하면 벽면전단응력 또한 감소하기 때문에 감소된 벽면전단응력으로 인하여 CF값이 낮아진 구간에서 재순환영역이 생긴 것으로 보인다. Fig. 15,16,17은 각 유체의 CP값이다. z6의 그래프를 보면 재순환이 일어나는 지점에서 CP값이 감소하였다. CP값 또한 벽면전단응력에 비례하므로 CP값이 감소한 구간에서 벽면전단응력이 감소하여 재순환영역이 생긴 것으로 보인다. 또한 유체의 점도가 증가할수록 CF 및 CP값이 감소하는 구간의 수가 증가하여 재순환영역의 수가 증가하는 현상을 보였다.

3. 결 론

본 연구에서는 EDISON_CFD를 활용하여 관상동맥 분지부에서 유체의 점도에 따른 유동현상을 분석하여 다음과 같은 결론을 얻어내었다.

1.혈관 벽면의 전단응력이 낮아지게 되면 혈액의 재순환이 일어나게 되는데[4] 유체의 속도가 낮아지게 되면 벽면전단응력 또한 작아지게 되므로 재순환영역이 생기는 것으로 보인다.

2.점도가 높을수록 재순환영역의 유체 속도는 작은 값을 가진다.

3.감소된 CF 및 CP 구간에서 재순환영역이 발생하였다. 이것은 CF 및 CP가 벽면전단응력에 비례하므로 CF 및 CP값이 감소하면 벽면전단응력 또한 감소하기 때문에 재순환영영이 생긴 것으로 보인다.

4.점도가 높을수록 CF 및 CP값이 감소하는 구간의 수가 증가하였고 재순환영역의 수 또한 증가하였다.

후 기

EDISON_전산열유체 경진대회 준비를 통하여 학부과정에서 배운 유체역학적 지식을 컴퓨터 시뮬레이션으로 보다 정확하게 이해할 수 있었습니다. 대회 논문에 대한 아이디어와 아낌없는 관심을 주신 숭실대학교 서상호 교수님과 유동정보연구실 김형호 석사 그리고 난관에 부딪칠 때마다 도움을 주셨던 서울대학교 EDISON 관계자분들에게 감사의 글을 전합니다.

참고문헌

(1) 서상호, 박준길, 노형운, 이병권, 권혁문, 2009, “동맥경화와 혈류역학적 인자와의 상관관계,” 대한기계학회 춘계학술대회 논문집, pp.261~266.
(2) Caro, C. G., Fitz-Gerald, J. M., and Schroter, R. C., 1971, "Atheroma and Arterial Wall Shear:Observation, Correlation and Proposal of a Shear Dependent Mass Transfer Mechanism for Atherogenesis," Proc. R. Soc. B 177, pp. 109-159.
(3) 노형운, 서상호, 박준길, 이병권, 권혁문, 2009, “관상동맥의 기하학적 형상변화에 따른 동맹경화 위험도,” 대한기계학회 춘계학술대회 논문집, pp.261~266.
(4) 서상호, 노형운, 권혁문, 이병권, 2005. “동맥경화증의 진행과 재형성에 관한 혈류역학적 연구,” 대한기계학회 춘계대회 논문집. pp. 2691~2696.