

협착된 관상동맥과 복부 대동맥의 유동 특성 비교

김민철* · 이종선** · 김찬중*

Flow comparison between Stenosed Coronary and Abdominal Arteries

M.C. Kim, C.S. Lee and C.J. Kim

Key Words: Stenosis(협착증), Coronary artery(관상동맥), abdominal artery(복부 대동맥), Wall shear stress(벽면전단응력), Atherosclerosis(동맥경화)

Abstract

The hemodynamic characteristics were compared using commercial CFD code for the stenosed coronary and abdominal arteries. Numerical calculations were carried out in the axisymmetric arteries over the stenotic diameter ratios ranging from 0.25 to 0.875 (6 cases) employing the typical physiological flow conditions. In case of the coronary artery, there was only one recirculation zone observed distal to the stenosis throat during the major portion of the period. However, in case of the abdominal aorta, there were complex recirculation regions found proximal and distal to stenosis throat. For both models, the wall shear stresses(WSS) increased sharply in the converging stenosis, reaching a peak just upstream of the throat, and became negative or low values in the post-stenotic recirculation region. As the results, the oscillatory shear index(OSI) was abruptly increased at the stenosis throat. For the coronary stenosis model, the second peak in the OSI was observed distal to the stenosis. The distance between the first peak and the second peak was increased as the degree of the stenosis was raised. On the other hand, the abdominal stenosis model showed a complex oscillatory behavior in the OSI index and did not showed such a strong second peak. As the degree of stenosis was increased, recirculation regions of the both arteries were extended much longer and flow pattern became more complex.

1. 서 론

동맥경화의 발생은 혈관내피세포의 손상으로 시작한후 동맥경화가 진행되면 동맥의 중막에 콜레스테롤이 침착되어 점차 석회화 됨으로써 동맥벽이 비후되고 경화되는 비가역적 변성을 일으킨다. 결국 혈관내강이 좁아짐으로써 협착증으로 발달하게 된다. 심근의 혈류량이 감소하여 심근허혈이 초래되기도 하며, 죽상반(plaque)의 과열로 인해 혈전이 되어 심근경색 등 이차적인 질병을 초래하기도 한다.

협착증의 혈류 역학적인 연구에 관한 광범위한 의학 적용 분야가 있다. 그 중 하나는 협착 정도를 진단하는 분야이다. 동맥경화의 외과적인 치료 판단기준은 협착의 정도이며, 관상동맥의 경우 협착율이 50%일 때를 임계 협착이라 불린다⁽¹⁾. 이 경우에 혈관성형술(angioplasty), 스텐트(stent)시술, 또는 관상동맥 우회로 수술(coronary bypass surgery)이 필요하다.

본 논문에서는 관상동맥과 복부 대동맥의 직선 축대칭 모델에 대하여 전형적인 유동조건을 각각 부여하여 비정상 유동을 해석하였다. 협착율의 변화에 따른 혈류역학적 특성을 가시화하여 분석함으로써 두 혈관의 동맥경화에 대한 유동특성의 차이와 그에 따른 동맥경화의 발생과 진전의 특성에 대해 비교 분석해 보고자 한다.

* 서울대학교 기계항공공학부
** 한동대학교 기계제어시스템공학부

2. 수치 모델

2.1 협착 혈관 모델 및 경계조건

관상동맥 협착(coronary stenosis)과 대동맥 협착(aortic stenosis)의 수치적 모델을 구성하기 위하여 Fig. 1과 같은 축대칭 모델을 사용하였으며, Deplano등⁽²⁾이 제안한 실험적 모델을 바탕으로 협착된 혈관의 축방향을 따라서 반경의 길이는 식 (1)과 같이 표현된다.

$$R(x) = R_{mean} \left(1 - (D_1 - D_2)/D_1 \right) \times \exp \left[- \frac{4(x - L_s)^2}{R_{mean}^2} \right] \quad (1)$$

여기서, R_{mean} 은 벽면운동을 고려하지 않은 평균 반경, D_1 은 협착되지 않은 상류 혈관의 직경, D_2 은 협착부에서의 최소직경, L_s 은 원점으로부터 축방향을 따라서 협착이 최대인 지점임을 의미한다. 또한, 협착율은 최대 협착인 지점의 반경 방향 반지름과 협착이 일어나지 않은 혈관의 반지름과의 비율로 정의한다.

본 연구에서는 직선 정상 혈관에서의 발달된 유동과 비교를 위해 Fig. 1의 단면 B를 기준단면으로 설정하였으며, 임상적으로 얻어진 실제 유량과형을 주기 $T=0.75\text{sec}$ 에 관하여 Fourier 급수 전개를 하면 식(2)와 같이 입구(단면A)에서의 유량이 표현된다.

$$Q_{inlet}(t) = Q_{mean} + \sum_{n=1}^{20} [a_n \cos(n\omega t) + b_n \sin(n\omega t)] \quad (2)$$

여기서, Q_{mean} 은 혈관단면을 통과하는 시간평균 유량, a_n, b_n 는 각각 Fourier 코사인, 사인 계수, $\omega (= 2\pi/T)$ 는 각속도, t 는 시간을 의미한다. 혈관 단면 A에서는 균일 유동(flat velocity)을 부여하였으며 입구 속도는 다음과 같다.

$$u_{inlet}(t) = \frac{Q_{inlet}}{\pi R_{mean}^2} \quad (3)$$

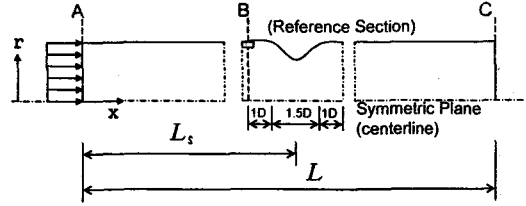


Fig. 1 Model for the straight stenosed blood vessel (axisymmetric model).

출구인 그림 1의 단면 C에는 임의의 평균압력 값(대기압)을 지정하였다. 관상동맥과 복부 대동맥의 수치 해석에 사용된 실제 값은 다음의 표 1과 같다. 이 표에서 볼 수 있듯이 복부대동맥은 혈관 지름이 관상동맥보다 훨씬 크고 레이놀드수(관성력의 점성력에 대한 크기를 나타내는 지표)가 2배 정도 크고 웨슬리수(비정상유동의 정도를 나타내는 지표)가 5배 정도 크다. 또한 유량과의 모양도 복부대동맥은 심장수축기에 한번의 정점(peak)을 나타내고 이완기에 음의 값을 어느 정도 나타내다가 다시 약한 정점을 보이는데 비해 관상동맥은 심장수축기에는 어느정도 크기의 정점을 나타내며 음의 유량값을 거의 보이지 않으며 이완기에 강한 정점을 나타낸다(다음 절의 Fig. 3 참조). 결과적으로 복부대동맥의 peak to peak 유량값과 평균 유량값의 비율이 관상동맥에 비해 약 4배 정도 크다.

Table 1. Comparison of flow conditions between coronary and abdominal arteries

	Coronary	Abdominal
Q_{mean} (cm ³ /sec)	1.749	15.55
$Q_{PeakToPeak}$	$2.02 \times Q_{mean}$	$8.4 \times Q_{mean}$
D(cm)	0.35	1.5
L_s (cm)	8	60
L(cm)	12	90
ρ (g/cm ³)	1.045	1.045
α ($= R\sqrt{\frac{\rho}{\nu}}$)	2.39	11.95
Re ($= \frac{4Q}{\pi D\nu}$)	181.9	400

2.2 혈액 점도 모델

본 연구에서는 전단 변형율의 전 영역에 걸쳐

실험적으로 얻어진 비뉴턴 유체의 점도 곡선과 상당히 일치하는 Modified Powell-Eyring 모델⁽³⁾을 채택하였으며 전단률(shear rate, $\dot{\gamma}$)과 혈액의 점도는 식(4),(5)와 같다.

$$\dot{\gamma} = \left[2 \left(\frac{\partial u}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right)^2 + 2 \left(\frac{\partial v}{\partial y} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (4)$$

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) \frac{\ln(\lambda \dot{\gamma} + 1)}{(\lambda \dot{\gamma})^n} \quad (5)$$

여기서, η_{∞} 는 무한전단률(infinite shear rate)로서 0.00345 Pa·s, η_0 는 영전단률(zero shear rate)로서 0.056 Pa·s, λ 는 특정시간으로서 2.415 s, n은 1.089의 상수 값을 사용하였다.

2.3 벽면전단변형률과 교번전단지수의 계산

Fig. 2에서 n_i 는 i 번째 벽면에 인접한 셀에서의 \vec{ac} 에 수직인 벽면의 안쪽 방향의 법선벡터이며 t_i 는 i 번째 셀에서의 접선벡터이며 δ 는 \vec{pb} 와 n_i 의 내적이며 v_i 는 셀 중심에서의 속도 벡터이다. 벽면전단변형률은 다음과 같이 식(6)로 표현된다.

$$WSR = \frac{du_i}{dr_n} \approx \frac{v_i \cdot t_i}{\delta} = \frac{v_i \cdot t_i}{b\hat{p} \cdot n_i} \quad (6)$$

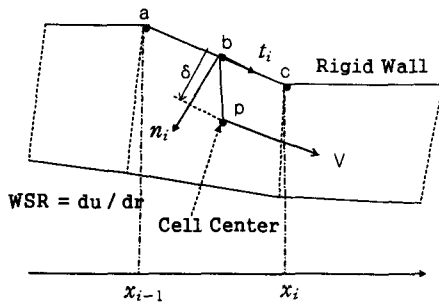


Fig. 2 Coordinate for calculating WSR.

교번전단지수(Oscillatory Shear Index; OSI)는 다음과 같다. $\vec{\tau}_w$ 는 시간에 따라 변화하는 벽면전단응력이다.

$$OSI = \frac{1}{2} \left[1 - \frac{\left| \int_0^T \vec{\tau}_w dt \right|}{\int_0^T |\vec{\tau}_w| dt} \right] \quad (7)$$

3. 수치 해석

해석에 사용된 모델은 협착부 전후방에서 유동 막리, 재부착을 관찰하기 위해 Fig. 1에서 협착부는 “100×40”의 조밀한 격자계를 선택하였다. 벽면전단응력의 정확도를 높이기 위해 0.96의 공비를 두어 벽면부근을 조밀하게 격자계를 선택하여 전체적으로 “225×40”의 격자계를 구성하였다.

상용코드인 STAR-CD를 사용하여 해석을 하였으며, 공간에 대해서는 2차의 정확도를 가지는 중앙차분법, 암시도식, 비정상상태의 문제를 풀기 위하여 PISO알고리즘을 사용하였다. 시간증분(Δt)은 0.001 s로 매우 작게 설정하였으며 수치해석 수행한 시간은 5주기 동안(0.0~3.75 s)이다.

4. 결과 및 고찰

4.1 유동장

4.1.1 관상동맥

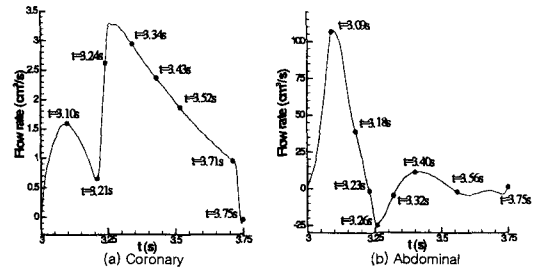


Fig. 3 Physiological inlet flow rate at the section A (5th period).

Fig. 3(a)는 5번째 주기에서의 시간의 변화에 따른 유량의 변화를 나타낸 것이며 Fig. 4는 관상동맥의 협착율이 0.625인 경우 5번째 주기(주기 T=0.75s)에서 Fig. 3(a)에서 (·)으로 표시되어진 시간에 해당하는 유동장을 각각 나타낸다. Fig. 3(a)에서 t=3.0s(=3.75s)는 심장 수축기(Systole)의 시작부분을 나타내며 t=3.24s는 이완기(diastole) 시작점에 해당된다.

Fig. 3(a)를 살펴보면 $t=3.0s(=3.75s$, 심장 수축기 시작점)를 제외한 모든 시간영역에서 유동은 주 유동 방향으로 흐른다. 따라서 협착부의 후방에서만 재순환영역이 존재하게 된다. Fig. 4를 살펴보면 (b)에서는 감속으로 인해 유동이 부착되다가 (c)부터는 강한 가속이 진행되어 재순환영역이 확장되다가 유량의 감속이 진행되면서 재순환영역의 크기가 감소되며 vortex의 중심이 협착부 가까이 이동한다. (h)에서는 유량의 감속으로 인하여 순간적으로 역류가 발생하며 시계반대방향의 큰 vortex 두 개가 협착부를 전후하여 나타난다.

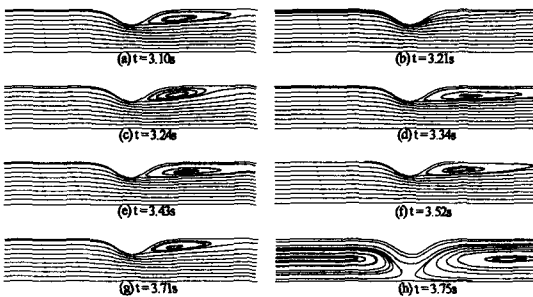


Fig. 4 Variation of stream line of stenosed coronary artery at the 5th period; stenotic diameter ratio is 0.625.

4.1.2 복부 대동맥

Fig. 3(b)는 5번째 주기에서의 시간의 변화에 따른 유량의 변화를 나타낸 것이며 Fig. 5는 복부 대동맥의 협착율이 0.625인 경우 5번째 주기에서 Fig. 3(b)에서 (·)으로 표시되어진 시간에 해당하는 유선을 나타낸다.

Fig. 5를 살펴보면, (a)의 경우(심장수축기의 가속시)만 하나의 vortex가 형성되고 그 외의 시간대에서는 여러개의 vortex가 복잡한 양상을 보이며 유동장을 형성하고 있다. (b)에서는 혈관벽 부분에 vortex 영역이 여러개 형성되면서 중앙의 제트와 재순환영역 사이에서 강한 전단층이 형성된다. 시간이 지나면서 vortex 들이 축 중앙부로 이동되며 (e)에서는 협착부 전후방으로 시계방향의 vortex가 여러개 형성되고 있다. 이 때 하류에서는 유체가 서로 반대방향의 vortex 사이를 지나면서 유동은 진동하기 시작한다. (f)는 유동 가속이 되어 두 번째 peak에 이른 상태이다. 축소협착부에서 시계방향의 vortex는 축 중심선 쪽으로 내려

오며 벽면과 vortex사이에서는 관성집중현상이 나타난다. 이 후 서로 반대방향의 vortex가 겹쳐 상쇄 소멸되면서 유동은 진동한다.

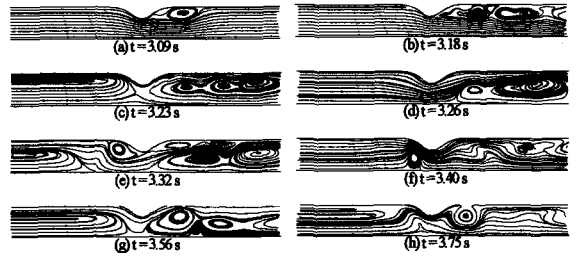


Fig. 5. Variation of stream line of stenosed abdominal aorta at the 5th period; stenotic diameter ratio is 0.625.

4.2 벽면전단응력 분포

4.2.1 관상동맥

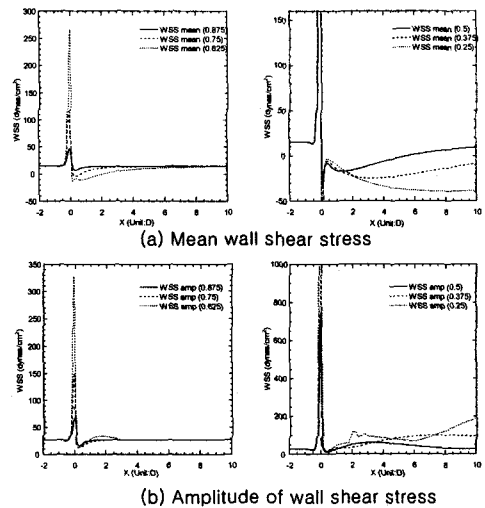


Fig. 6 Wall shear rate of coronary artery along the axisymmetric direction.

Fig. 6은 관상 동맥의 협착율(0.875에서 0.25)에 따라서 축방향을 따른 WSS의 평균과 진폭을 나타낸 그림이다. 협착부의 전방부에서 급격하게 높은 WSS의 평균과 진폭의 분포가 관찰되며 협착부를 지나면서 WSS가 음의 값으로 떨어지다가 다시 회복되는 모양을 나타낸다. 급격한 벽면전단응력의 상승의 원인은 협착부로 인한 단면 감

소로 유선이 중심축 부근으로 모이는 관성집속 (Inertial Focusing) 때문이다. 결과적으로 협착 전 방부 목에 강한 저항을 받으면서 벽면에 손실을 가하게 되고 협착목을 지나면서 유동정체영역이 혈관벽 근처에서 형성되어 동맥경화의 진전을 유발시킨다.

4.2.2 복부 대동맥

Fig. 7은 복부 대동맥의 WSS의 평균값과 진폭의 분포를 나타낸다. 관상동맥과 유사한 모양을 보이나 평균 WSS의 값이 훨씬 작다. 관상동맥과 차이점은 협착부를 지난 후 평균 WSS이 진동하는 모습이며 WSS 진폭이 협착부를 지나면서 크게 증가하다가 감소하는 것이다.

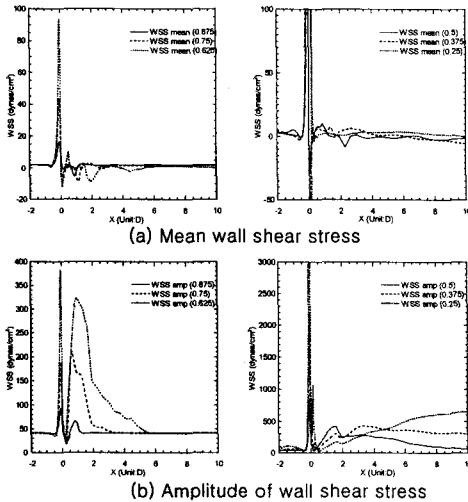


Fig 7. Wall shear stress of abdominal aorta along the flow axis.

4.3 교번전단지수의 분포

4.3.1 관상동맥

Fig. 8(a)는 관상동맥의 OSI의 분포를 나타낸다. 협착율이 0.875인 경우를 제외한 모든 비율에서 공통적으로 협착부의 중심부근에서 후방으로 약간 벗어난 지점에서 바늘처럼 첨예한 OSI값이 존재한다. 또한, 연속해서 두 번째의 첨예한 Peak가 존재하며 협착 정도가 커질수록 Peak사이의 거리는 더 길어짐이 관찰된다. 협착비율이 0.375, 0.25인 경우 두 번째 봉우리의 OSI 분포 곡선은 상당히 완만하며 계산영역 밖인 축방향의 먼 위치에서

OSI의 최대값이 존재 할 것이다. Fig. 6(a)와 Fig. 8(a)를 비교해 보면 첫 번째의 첨예한 바늘은 박리가 시작되는 지점, 두 번째의 Peak는 재부착이 일어나는 지점과 상당히 일치한다.

4.3.2 복부 대동맥

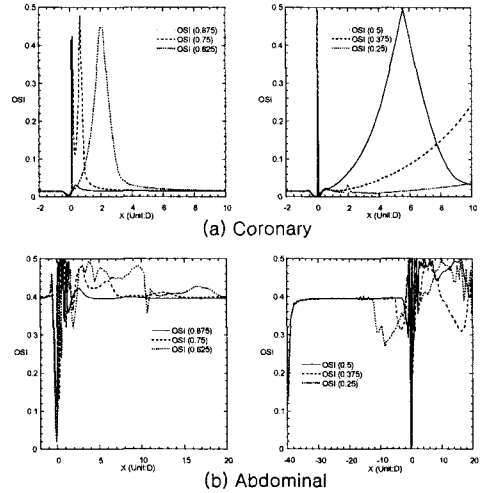


Fig. 8 Oscillatory shear index distribution along the flow axis.

Fig. 8(b)는 복부 대동맥의 축방향을 따른 OSI의 분포를 나타낸다. 관상동맥과 달리 복부대동맥은 OSI값이 협착이 없을 때도 0.4정도의 높은 값을 나타내며(관상동맥의 경우는 0에 가깝다) 이는 유동의 진폭이 상대적으로 크기 때문이다. 협착부 중심점을 바로 지나면서 첨예한 Peak가 보였으며 협착이 진행됨에 따라 하류쪽에 더 많은 Peak가 생기며 곡선이 복잡해진다.

4.4 입구와 출구의 압력차

Table 2는 관상동맥과 복부 대동맥의 협착율에 따른 입구와 출구의 압력 차이를 나타내었다. 협착 정도가 심할수록 압력차이는 증가됨을 볼 수 있으며 이는 협착으로 인한 유동저항의 증가 때문이다. 유동저항이 커지면 유량을 낮추는 자동조절 기능이 혈관에 있지만, 어느 정도의 상한(관상동맥의 경우 협착율이 0.5)을 넘으면 자동조절 기능이 제대로 작동되지 않아 혈관벽에 심한 압박을 가하여져 결국 죽상반의 상판(cap)이 떨어져

나가 혈전이 되거나 이차적인 심장질환으로 진행될 수 있다. Table 2에서 협착비율이 0.25인 경우, 두 혈관의 압력차가 상당히 크므로 실제의 경우 낮추어진 유량값이 고려되어야 할 것이다.

Table 2. Pressure drop between inlet and outlet in the coronary and abdominal arteries

DR	Coronary[mmHg]	Abdominal[mmHg]
0.875	1.772	0.4231
0.75	1.846	0.5179
0.625	2.142	0.8808
0.5	3.414	2.2183
0.375	9.615	8.7181
0.25	49.831	50.7355

5. 결론

관상동맥과 복부 대동맥의 유동해석을 비교한 결과, 다음과 같은 큰 차이점을 발견하였다.

(1) 관상동맥의 경우는 대부분의 경우 단일 vortex가 협착부 후방에 생성되나 복부대동맥의 경우는 상류와 하류에 여러개의 vortex가 생성된다. 복부 대동맥은 유량 wave에서 진폭의 크기가 크고 Reynolds수와 Womersley수가 관상동맥과 비교하여 크게 높으므로 유동이 더욱 복잡하였다. 복부대동맥의 협착부 상류에도 생성되는 vortex와 재순환 영역은 동맥경화의 진전이 협착부 전후에서 동시에 일어남을 시사한다.

(2) 관상동맥의 경우, 협착부의 존재로 인해 OSI값이 크게 증가하는데 OSI의 분포 그래프에서 Peak사이의 거리는 재순환 영역의 크기(유동 박리와 재부착점 사이)를 의미한다. 협착의 심화 정도에 따라서 peak사이의 거리는 점점 커져서 협착 후방부로 동맥경화의 진전을 유도함을 시사한다. 반면, 복부대동맥의 경우는, 유동 wave의 특성상, OSI값이 크며 협착부의 존재로 인해 OSI값의 진동이 발생한다.

이러한 유동장의 차이가 두 혈관의 동맥경화 발생 및 진전에 미치는 영향은 임상자료와 비교하여 계속적으로 연구되어야 할 것이다.

후기

본 연구는 학술진흥재단 2000년 신진교수연구 과제(F00228)의 지원으로 수행된 과제임.

참고문헌

- (1) David M. Wootton and David N. Ku, 1999, "Fluid mechanics of vascular system, diseases, and thrombosis," *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 01, pp. 299~329.
- (2) V. Deplano, M. Siouffi, 1999, "Experimental and Numerical study of pulsatile flows Through stenosis: Wall shear stress analysis," *J. of Biomechanics*, Vol. 32, pp. 1081~1090.
- (3) Y. I. Cho and K. R. Hensey, 1989, "Effect of the non-Newtonian viscosity of blood on hemodynamics of diseased aetrial flows," *Advances in Bioengineering*, Vol. 107, pp. 257~267.