

심장의 수축운동과 관상동맥 혈류와의 위상차가 관상동맥 혈관의 동맥경화 민감성에 미치는 영향

김민철* · 이종선** · 김찬중* · 권혁문***

*서울대학교 기계항공공학부, **한동대학교 기계제어시스템공학부, ***연세대학교 흉부외과 세브란스 병원
(2002년 11월 29일 접수, 2002년 12월 31일 채택)

Influence of Cardiac Contraction and its Phase Angle with Coronary Blood flow on Atherosclerosis of Coronary Artery

Min Cheol Kim*, Chong-Sun Lee**, Charn Jung Kim *, Hyuck Moon Kwon

School of Mechanical and Aerospace Engineering, Seoul National University, College of Mechanical and Control System Engineering, Handong University, Dept. of Internal Medicine, College of Medicine, Yonsei University
(Received November 29, 2002. Accepted December 31, 2002)

요약 : 관상동맥은 체순환 동맥과 비교하여 매우 다른 유동조건을 갖는다. 본 연구에서는 이러한 관상동맥의 유동조건이 다른 혈관과 비교하여 동맥경화의 생성과 발전에 어떤 영향을 미치는지를 협착된 혈관 모델의 혈류역학적 전산유체해석을 통해 분석하였다. 연구 결과, 협착된 관상동맥 모델의 유동장과 벽면전단응력의 분포는 복부 대동맥 및 고동맥과 비교하여 큰 차이점을 보였다. 관상동맥은 혈관 지름이 혈류량에 비해 상대적으로 작으므로 큰 벽면전단응력값을 보이는 반면에, 혈관 협착부 목 후방부에 하나의 보텍스만 보이는 단순한 유동장 분포를 보였다. 한편, 복부대동맥과 고동맥 모델은 협착부 목 전방부와 후방부에 여러 개의 보텍스를 나타내는 복잡한 유동장을 형성하였다. 관상동맥 모델에서는 임피던스 페이즈앵글이 음의 큰 값을 가질 때에 벽면전단응력의 크기가 증가하고 재순환영역이 증가함이 관찰되었다. 그러므로 심장의 수축운동과 -110° 에 이르는 관상동맥의 큰 음의 임피던스 페이즈앵글 값은 동맥경화를 촉진시키는 유동환경을 조성함을 알 수 있었다.

Abstract : Coronary arteries are subjected to very different flow conditions compared to other arteries in systemic blood circulation. We performed a computational fluid dynamic research to investigate influence of such flow conditions in coronary arteries on development and progress of atherosclerosis in the same. The results showed big differences in the flow field of the coronary artery compared to the abdominal and femoral arteries. The coronary artery showed higher wall shear stresses due to the small vessel diameter. On the otherhand, it showed only one vortex distal to the stenosis throat during a whole pulse cycle. However, several vortices were observed in the abdominal and femoral arteries in both proximal and distal sides of the stenosis throat. The wall shear stresses and extent of recirculation area were increased with impedance phase angle increasing toward more negative values. Therefore, cardiac contraction and the negative impedance phase angle as large as -110° may induce a flow field that accelerates atherosclerosis.

Key words : coronary artery(관상동맥), atherosclerosis(동맥경화), stenosis(혈관협착), impedance phase angle(임피던스 페이즈앵글), wall shear stress(벽면전단응력), oscillatory shear index(교번전단지수)

서 론

이 논문은 2000년도 학술진흥재단의 지원에 의하여 연구 되었음
KRF-2000-0003-F00228)

통신저자 : 이종선, 경북 포항시 북구 흥해읍 남송리 3번지
한동대학교 기계제어시스템 공학부

tel. (054)260-1393, Fax. (054) 260-1312

E-mail. cslee@han.ac.kr

동맥경화의 발생 및 진전은 혈관내의 혈류유동과 밀접한 관계를 가짐이 지금까지의 연구결과로 알려져 있다[1,2,3]. 혈관은 그 위치와 종류에 따라 다양한 생리학적 조건과 형상을 갖는다. 혈관의 위치와 종류에 따라 동맥경화의 발생과 진전이 큰 차이를 보이고 있다는 사실은 그 이유를 찾는 연구를 시작하게 하였다[4,5,6].

관상동맥은 심장을 둘러싸고 있으면서 심장이 운동할 수 있도록 혈액을 공급하는 역할을 한다[7]. 흉부동맥, 복부대동맥,

고동맥등의 체순환 동맥 혈관에 비하여 관상동맥은 작은 내경을 가지고 있다. 관유동(pipe flow)의 양상을 지배하는 레이놀드수와 워슬리수도 타동맥에 비하여 크게 작다[8]. 이뿐아니라, 체순환 동맥과 반대로 혈류의 발생이 주로 심장의 이완기에 발생하는 특성을 갖는다. 이로 인하여 혈류과가 혈관의 수축운동 보다 100° 정도 앞서 발생하게 된다(한주기를 360°로 할 때, 임피던스 페이즈앵글이 -100°임). 이에 반하여 복부동맥 및 고동맥등의 체순환 동맥혈관의 수축운동은 훨씬 작은 값을 가지며 임피던스 페이즈앵글도 -45° 정도에 그친다[9].

본 연구는 이러한 관상동맥의 생리학적 및 기하학적 차이가 관상동맥에서의 혈류유동에 어떤 특성을 나타내는지 이해하기 위해 시작되었다. 이를 위하여 협착(stenosis)을 갖는 관상동맥, 복부대동맥, 고동맥 혈관에 대한 기하 및 유동 조건의 차이를 조사하고 적절한 경계조건을 부여하여 전산유체역학 해석을 수행하였다. 이와 더불어 심장의 수축운동으로 인한 관상동맥 혈관의 수축운동과 임피던스 페이즈앵글(impedance phase angle: IPA) 특성이 유동에 미치는 영향을 분석하였다.

혈관의 모델링

1. 관상동맥의 유동조건

본 연구에서 사용된 좌 관상동맥(left coronary artery)의 입구유량이 그림1에 복부대동맥, 고동맥과 비교하여 도시되었다. t=0s는 심장 수축기의 시작점에 해당되고, t=0.25s는 심장 이완기의 시작점에 해당된다. 유량곡선을 관찰하면, 관상동맥과 복부동맥의 유량과가 심장수축기와 이완기에 서로 반대되는 경향을 나타낸다. 복부 대동맥과 고동맥은 심장수축 기에 강한 정점(peak)을 나타내고 이완기에 약한 음의 값을 나타내다가 다시 약한 정점을 보이는데 비해, 관상동맥은 오히려 심장 이완기에 강한 정점을 나타내다가 수축기에 어느 정도 크기의 정점을 보이며 음의 유량 값은 거의 갖지 않는다. 이것은 심장 수축기에 관상동맥을 둘러싼 심장 근육이 혈관을 쥐어 짜기 때문에 관상동맥의 혈류량이 제한되다가 심장 이완기에 심근이 풀리면서 더 많은 혈류 유동이 발생되기 때문이다. 이 때문에, 임피던스 페이즈앵글이 관상동맥에서 매우 큰 음의 값을 나타낸다.

관상동맥과 복부 대동맥, 고동맥의 수치 해석에 사용된 유동조건이 표 1에 비교되었다. 그림1의 유량곡선과 표 1의 값들은 참고문헌과 실제로 측정된 값들을 기초로 얻어졌다[2,11]. 관상

동맥의 유동조건은 다른 동맥에 비해 몇 가지 특이한 점을 갖는다. 관상동맥의 경우, 관 유동의 특성을 결정 짓는 주요 지표인 레이놀드수(관성력의 점성력에 대한 크기를 나타냄)가 복부 대동맥과 고동맥에 비해 반 정도의 값을 갖는다. 한편, 비정상유동의 정도를 나타내는 지표인 워슬리수도 관상동맥이 타 동맥에 비해 훨씬 작다.

그림 1의 유량곡선을 토대로 계산하면 유량의 진폭(Q_{peak to peak} / 2)과 평균값(Q_{mean})의 비율이 관상동맥이 1.0이며, 복부 및 고동맥이 4.2를 나타낸다. 관상동맥에서 유량 진폭 대 유량 평균 비율이 훨씬 낮은 이유는, 한 주기동안 음의 유량이 거의 없으므로 유량의 평균값이 상대적으로 높으며, 유량곡선이 타 동맥에 비해 급하게 뛰지 않으므로 유량 정점의 크기가 상대적으로 작기 때문이다. 혈관의 반지름 방향 신축의 크기는 관상동맥의 경우, 심장 신축운동의 영향으로 ±4%이며, 복부동맥의 경우는 ±2%, 고동맥의 경우는 혈관의 신축성이 크게 떨어지므로 고려하지 않는다. 이러한 기하, 유동조건, 유량곡선의 차이와 혈관 수축운동 및 임피던스 페이즈앵글의 차이가 관상동맥에서의 혈류유동을 다른 두 동맥에서의 경우와 큰 차이점을 보일 것으로 예상된다.

그림 2는 본 연구에서 사용된 비뉴톤 혈액 점도 모델을 나타낸다. 전단 변형률의 전 영역에 걸쳐 실험적으로 얻어진 결과와 상당히 일치하는 수정 Power-Eyring 모델을 채택하였으며 혈액의 점도는 전단변형률($\dot{\gamma}$)의 함수로 식(1), (2)와 같이 표현된다[12].

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

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) \frac{\ln(\lambda \dot{\gamma} + 1)}{(\lambda \dot{\gamma})^n} \tag{2}$$

여기서, η_{∞} 는 무한전단률로서 0.00345 Pa·s, η_0 는 영전단률로서 0.056 Pa·s, λ 는 특정시간상수로서 2.415 s, n은 1.089의 상수 값을 사용하였다.

2. 협착 혈관의 형상 모델

협착혈관에서의 유동을 계산하기 위하여, 본 연구에서는 Tang 등[13]이 제안한 축대칭 협착모델을 사용하였다. 국소

표 1. 좌 관상동맥, 복부대동맥, 고동맥에서의 유동조건의 비교

Table 1. Comparison of physiological flow conditions between left coronary artery, abdominal aorta, and femoral artery

	Coronary	Abdominal	Femoral
혈관 내경 D(cm)	0.35	1.5	0.60
혈류량 Q _{mean} (cm ³ /s)	1.75	15.55	5.0
워슬리수 α	2.79	11.95	4.78
레이놀드수 R _{emean}	193	400	322
직경변화율 ($\Delta d/d$)	±4%	±2%	0%

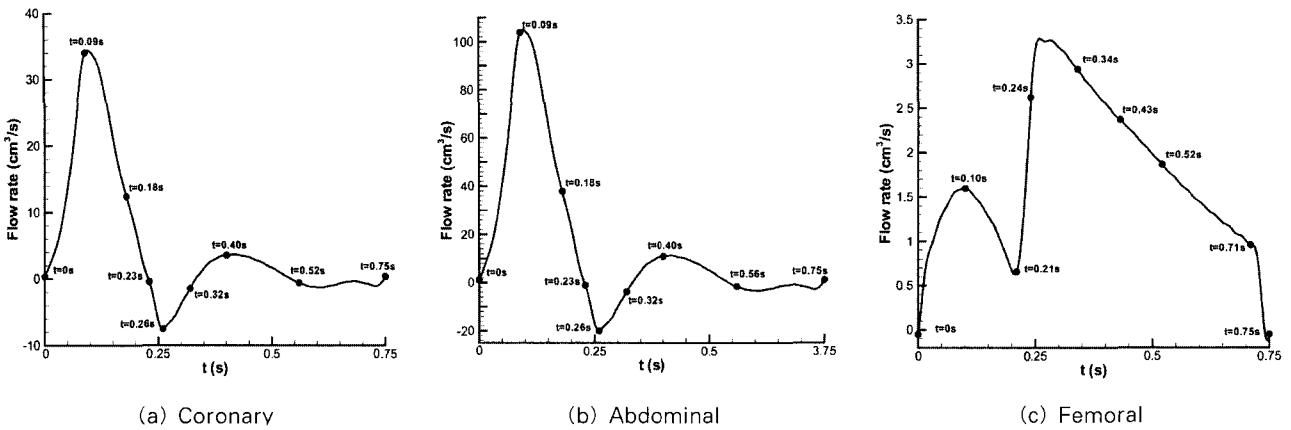


그림 1. 좌 관상동맥, 복부대동맥, 고동맥에서의 유량곡선의 비교 (주기 T=0.75sec)

Fig. 1. Comparison of blood flow waveform between coronary artery, abdominal aorta, and femoral artery

협착된 영역의 반경 값 $r(x)$ 의 변화는 식(3), (4)로 표현되며 그림 3에 그 형상이 도시되었다.

$$r(x) = R - S(x) \quad (3)$$

$$S(x) = \begin{cases} \frac{S_0}{4} R \left[1 - \cos \left(\frac{2\pi(x-x_1)}{(x_2-x_1)} \right) \right]^2, & x_1 \leq x \leq x_2 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (4)$$

여기서, $S(x)$ 는 협착 형상 함수이며 $S_0(=T-T_l)/R$ 는 정상혈관의 반지름을 기준으로 한 협착의 정도이다. 즉, R은 협착이 없는 혈관의 반지름, R_t 는 협착목(throat)의 반지름을 나타내며, x_1 과 x_2 는 협착의 시작점과 끝점을 나타낸다(그림3

참조). 어느 정도 완만한 협착부를 구현하기 위하여 x_1 부터 협착목까지의 길이를 1.5D(D는 혈관지름), 협착목부터 x_2 까지의 길이도 1.5D로 모델링 하였다. 협착의 정도를 나타내기 위한 비교 지표로서 협착 목에서의 면적 감소를 퍼센트를 선택하였다.

3. 혈관 모델의 경계조건 및 임피던스 페이즈 앵글 부여

그림 3에서, 협착 혈관 직전에 완전 발달된 유동을 유도하기 위하여 기준 단면 B를 입구 단면 A로부터 상당히 떨어진 곳에 위치시켰다. 기준단면 B는 그림1의 유량곡선이 측정된 위치로서, 협착 시작점 x_1 으로부터 혈관지름과 같은 크기인 1D 만큼 전방부에 위치한다.

혈관의 벽면운동과 임피던스 페이즈 앵글을 고려하는 경우에는, 단면 A와 B의 유량이 달라진다. 이 경우에는, 두 단면 사이에 유량보존법칙을 고려하여 입구단면 A에서의 유량을 계산으로 구한 후, 균일 분포된 속도를 입구 유량조건으로 부여한다[6]. 이를 위하여, 먼저 그림1의 유량 곡선에 해당하는 기준단면 B의 유량곡선을 식(5)와 같이 푸리에 급수로 근사화시킨다.

$$Q_{ref}(t) = Q_{mean} + Q_{amp} \sum_{n=1}^{30} [a_n \cos(n\omega t) + b_n \sin(n\omega t)] \quad (5)$$

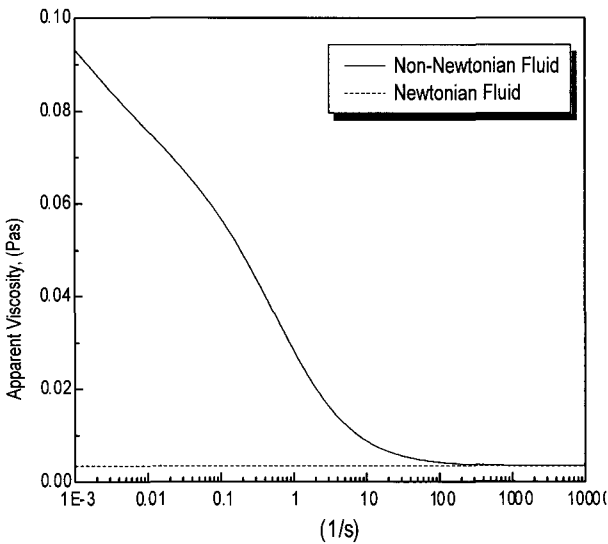


그림 2. 수정 Powell-Eyring 비뉴턴 혈액점도 모델
Fig. 2. Comparison of blood flow waveform between coronary artery, abdominal aorta, and femoral artery

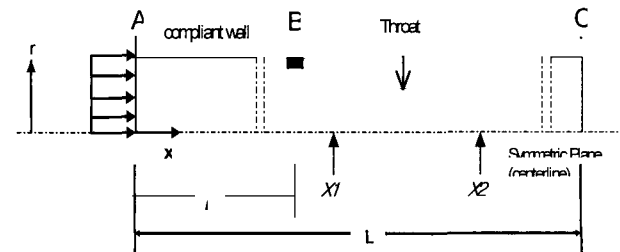


그림 3. 협착 혈관모델
Fig. 3. Model for the straight axisymmetric stenotic artery

여기에서, Q_{mean} 은 시간 평균유량이며, Q_{amp} 는 유량의 진폭이다. 입구단면 A와 기준단면 B 사이에 유량보존법칙을 적용하여 입구단면 A에서의 유량을 구하면 식 (6), (7)과 같이 모델의 입구 경계조건이 된다. 한편, 출구 단면 C에는 대기압과 동일한 압력으로 압력 경계조건을 부여하였다

$$Q_{inlet}(t) = \frac{dV(t)}{dt} + Q_{ref} = 2\pi\omega r_{amp} r(t) \times \sum_{n=1}^{10} n [-c_n \sin(n\omega t) + d_n \cos(n\omega t)] + Q_{ref}(t) \quad (6)$$

$$u_{inlet}(t) = \frac{Q_{inlet}(t)}{\pi r^2(t)} \quad (7)$$

식(5)와 유사한 방법으로, 혈관의 벽면운동을 푸리에 급수를

표현하였다. R-S(x)는 식 (3)에 나타나는 바와 같이 축방향으로 변하는 협착부의 반지름이며, r_{amp} 는 그곳에서 혈관 수축운동으로 인해 발생하는 수축운동의 크기를 나타낸다. 급수 전개시에 10개의 하모닉으로도 충분히 반경의 변화가 구현되었다.

$$r(x,t) = R - S(x) + r_{amp} \sum_{n=1}^{10} [c_n \cos(n\omega t) + d_n \sin(n\omega t)] \quad (8)$$

시간에 따른 반지름의 변화를 나타내는 삼각함수의 계수들은 혈관 반지름의 변화가 혈압의 변화와 유사하다는 가정으로부터 구하였다. 이 때 압력곡선은 흉부대동맥에서 측정된 데이터를 사용하였다. 식 (8)의 혈관운동 곡선에는 측정된 기준단면 B의 혈류곡선과의 위상차이를 그대로 부여하여 수치해석을

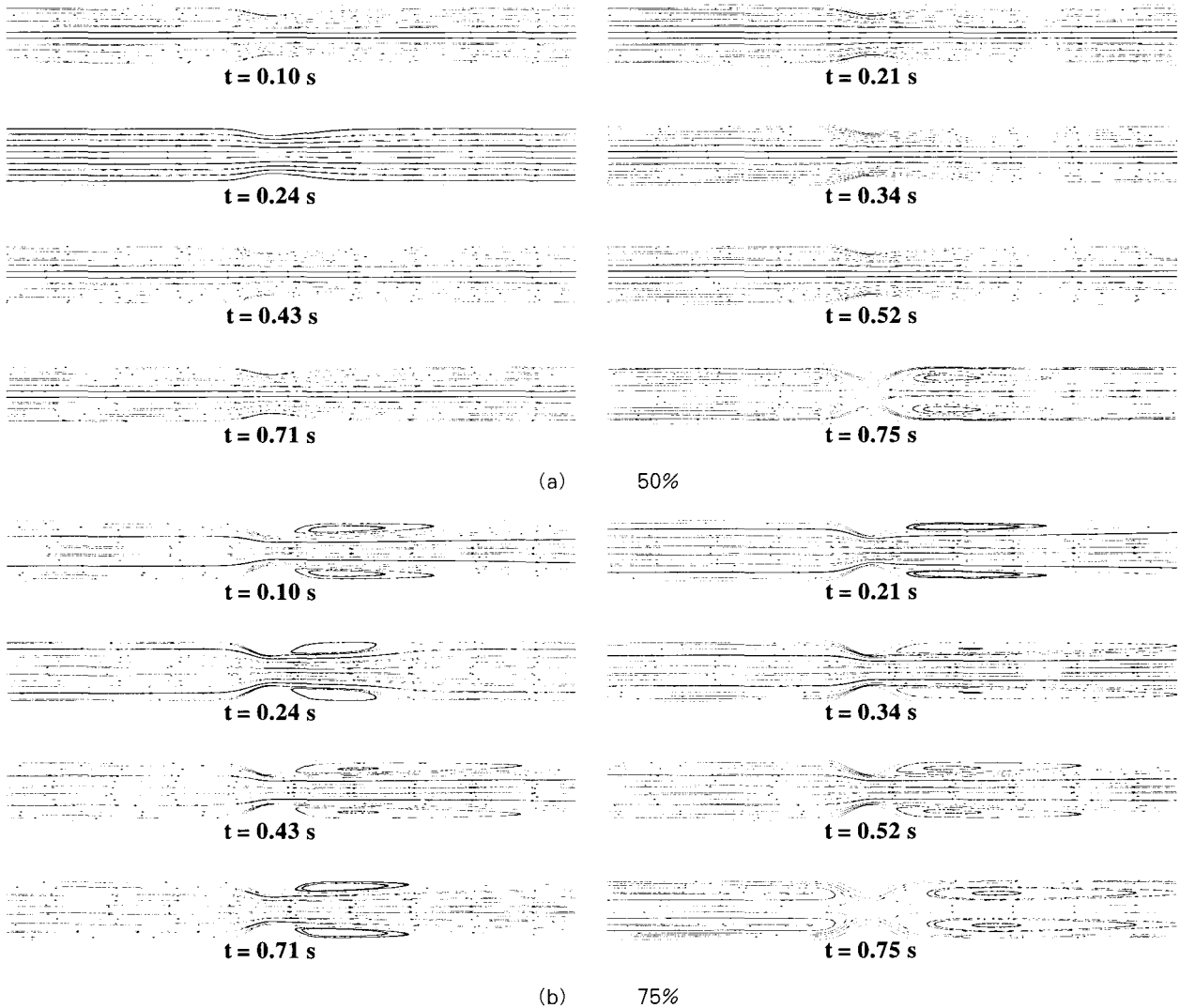


그림 4. 협착율(50%, 75%)에 따른 한 주기 동안의 관상동맥 모델의 유동장

Fig. 4. Variation of stream lines of the stenosed coronary artery model during one pulse period depending on stenosed area reduction ratio(50% and 75%)

수행함으로써 임피던스 페이즈앵글의 영향이 고려되었다.

해석 결과 및 고찰

1. 벽면운동이 없는 협착 모델 - 유동조건의 영향

1. 1. 유동장 분석

그림 4는 면적 감소율이 50%, 75%인 관상동맥모델에서 한 주기동안 시간의 변화에 따른 유동장의 변화를 나타낸다. t=0.10s는 심장 수축기의 정점으로서 유동의 박리와 미세한 보텍스(Vortex)가 협착부 후방벽면에서 형성되며, t=0.21s는 심장 수축기에서 이완기로의 변환점으로 유속이 낮아지며 협착율이 낮은 경우(50%)에는 유동이 재부착되려는 것이 관찰된다. t=0.24s부터 t=0.52s의 심장 이완기 동안에는 유속이 최고점에 이르다가 감소되는데 보텍스 영역의 생성, 확장, 소멸의 과정이

관찰된다. 협착율이 낮은 경우에는 보텍스 영역이 아주 작다. t=0.71s, t=0.75s에서는 순간적으로 유속이 감소되어 잠깐 역류가 발생하며 주 유동에서 생성된 보텍스와는 반대방향의 큰 Vortex가 협착부 전후에서 나타난다.

그림 5는 복부대동맥에서 한 주기동안 시간의 변화에 따른 유동장의 변화를 나타낸다. t=0.09s는 관상동맥과는 달리 심장 수축시 유량이 강한 정점을 보이며 하나의 작은 보텍스가 협착부 후방 벽면에서 생성되기 시작하며, 그 외의 시간대에서는 몇 개의 보텍스를 갖는 복잡한 양상의 유동장을 나타내고 있다. 특이한 것은 협착율이 낮을 때에(50%), 유동장이 더 복잡한 보텍스링을 보인다는 사실이다. t=0.18s에서는 중앙의 제트 분사와 재순환영역 사이에서 강한 전단층(Shear layer)이 형성된다. t=0.23s, t=0.26s에서는 심장 이완기에 따라 유동의 방향이 바뀌면서 벽면 주위의 보텍스들이 중앙선으로 이동되며,

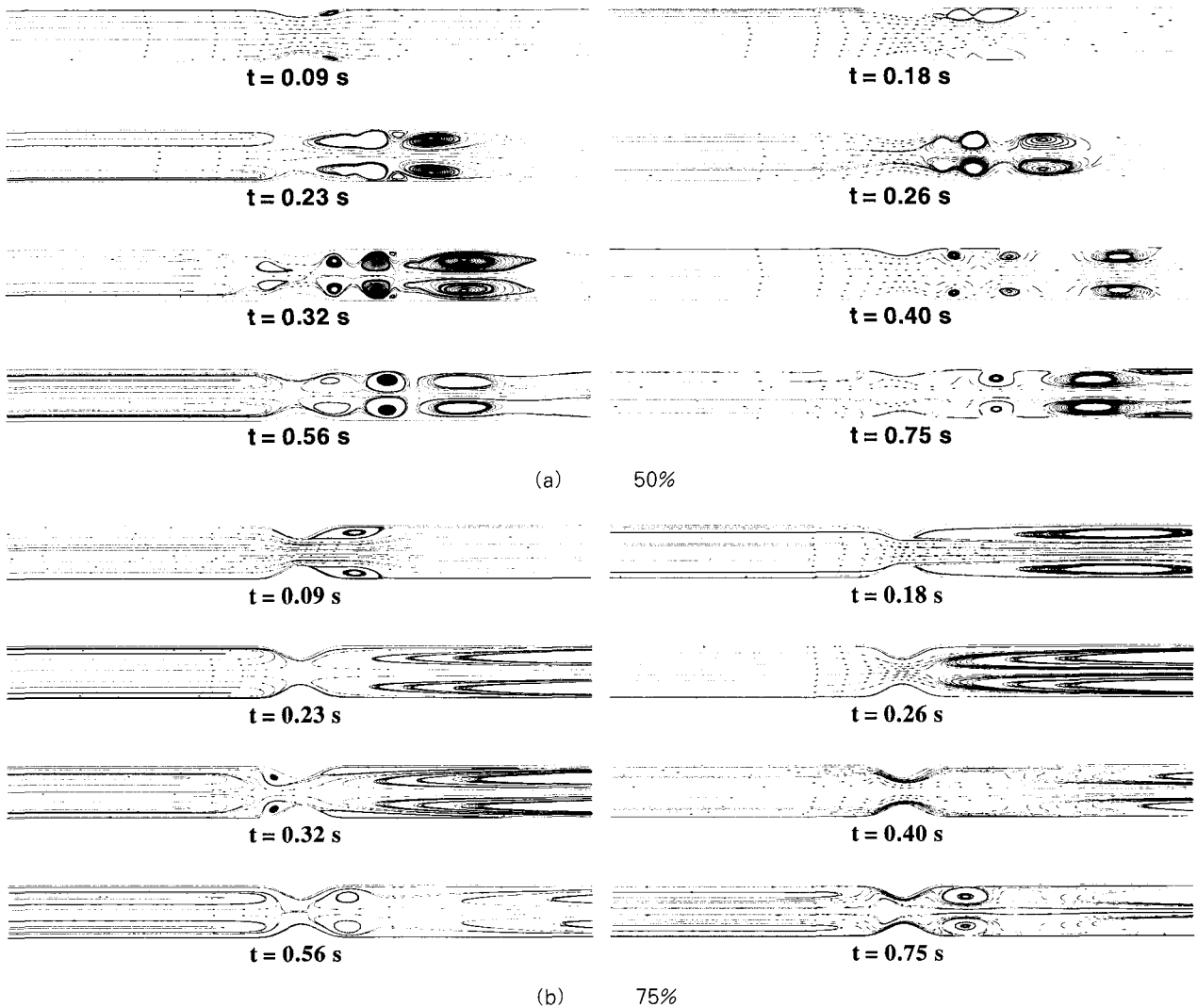


그림 5. 협착율(50%, 75%)에 따른 한 주기 동안의 복부대동맥 모델의 유동장
 Fig. 5. Variation of stream lines of the stenosed abdominal aorta model during one pulse period depending on stenosed area reduction ratio(50% and 75%)

$t=0.32s$ 에서는 협착부 전후방으로 여러 보텍스가 형성된다. $t=0.40s$ 에서는 유동이 다시 순방향으로 약하게 가속되어 역유동 모멘텀이 감소되면서 보텍싱이 형성된다. $T=0.56s$, $t=0.75s$ 에서는 유동의 방향이 다시 순방향으로 바뀌면서 진동하는 보텍싱이 형성된다. 관상동맥에서는 재순환영역이 주로 협착부 후방에서만 발생한 반면에 복부대동맥에서는 협착부의 전방에서도 재순환영역이 발생하였다. 이는 유동 정체영역이 광범위하게 발생되어 이로 인한 동맥경화의 진행이 협착부 전후로 계속 될 가능성을 의미한다.

그림 6은 고동맥에서 한 주기 동안 시간의 변화에 따른 유동장의 변화를 나타낸다. $t=0.09s$ 에서는 복부 대동맥보다 상대적으로 길고 크기가 작은 단 하나의 보텍스가 형성된다. 이는 $t=0s(0.75s)$ 의 협착 전방부의 중심에 모인 보텍스가 유동의 방향이 순방향으로 변하면서 협착부 후방의 벽면으로 이동됨을

의미한다. $t=0.18s$ 에서는 복부대동맥과 마찬가지로 중앙제트와 협착 후방의 재순환 영역 사이에 강한 전단층이 형성되며, $t=0.23s$ 에서는 유동의 방향이 바뀌어 협착부 전후방에서 길게 퍼진 단 하나의 보텍스가 나타난다. $t=0.26s$ 은 수축기와 이완기의 전환 점으로서 혈관의 중심에서 다수의 보텍스가 모인 정체 영역을 보이고, 부분적인 재부착이 협착부의 후방벽면에서 일어난다. $t=0.40s$ 에서는 유동의 약한 정점에 이르며 유동은 재 부착과 박리를 보이며, $t=0.56s$, $t=0.75s$ 에서는 유동의 방향이 다시 순방향으로 바뀌면서 협착부 전방의 중앙부에 보텍스가 형성된다. 전반적으로 고동맥은 관상동맥과 복부대동맥과 달리 약하면서 긴 재순환영역을 나타내었다.

2. 벽면전단응력과 교번전단지수 분석

그림 7은 관상동맥 협착부의 면적감소율(0%, 25%, 50%,

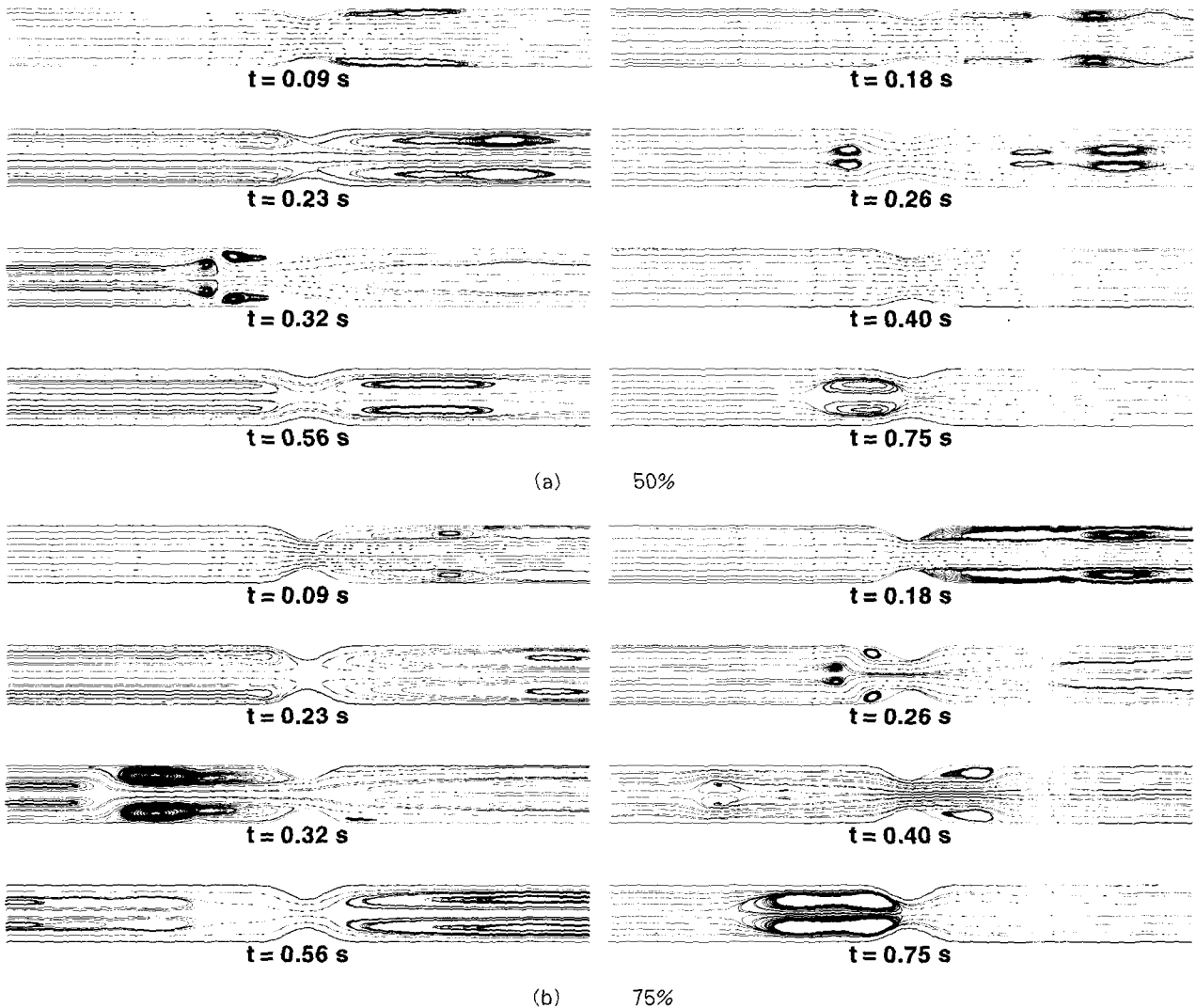


그림 6. 협착율(50%, 75%)에 따른 한 주기 동안의 고동맥 모델의 유동장
 Fig. 6. Variation of stream lines of the stenosed femoral artery model during one pulse period depending on stenosed area reduction ratio(50% and 75%)

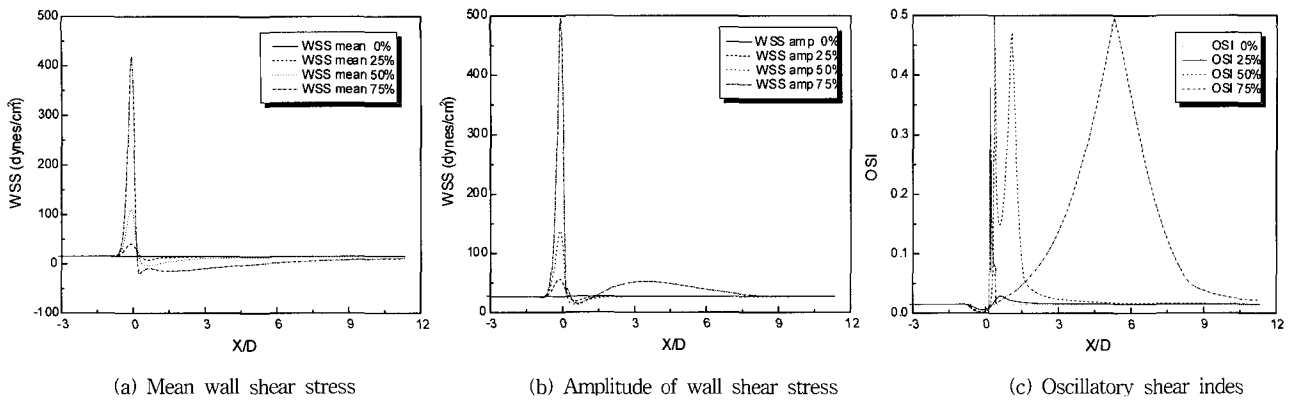


그림 7. 협착율에 따른 관상동맥의 벽면전단응력 및 교번전단지수의 분포
 Fig. 7. Wall shear stress(WSS) and OSI distribution of rigid stenosed coronary artery along the vessel s axis depending on stenosed area reduction ratio(0%, 25%, 50% and 75%)

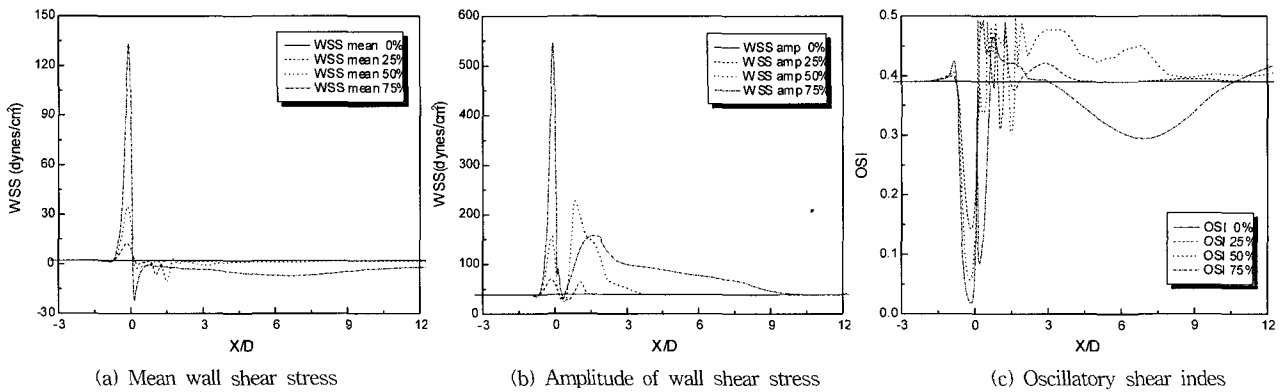


그림 8. 협착율에 따른 복부대동맥의 벽면전단응력 및 교번전단지수의 분포
 Fig. 8. Wall shear stress(WSS) and OSI distribution of rigid stenosed abdominal aorta along the vessel s axis depending on stenosed area reduction ratio(0%, 25%, 50% and 75%)

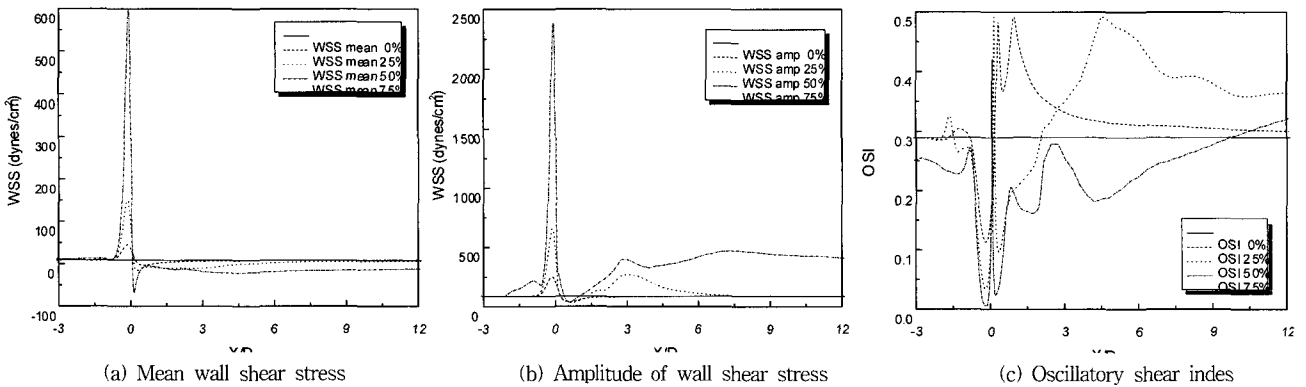


그림 9. 협착율에 따른 고동맥의 벽면전단응력 및 교번전단지수의 분포
 Fig. 9. Wall shear stress(WSS) and OSI distribution of rigid stenosed femoral artery along the vessel s axis depending on stenosed area reduction ratio(0%,25%, 50% and 75%)

75%)에 따라서 축방향에 따라 변화하는 벽면전단응력(WSS)의 평균과 진폭 및 교번전단지수(OSI)의 분포를 나타낸다. X/D 값이 영인 점이 협착부의 목을 의미한다. 협착부의 전방부에서 급격하게 증가하는 WSS의 평균과 진폭이 관찰되며 협착부를

지나면서 WSS가 음의 값으로 떨어지다가 다시 회복되는 모양을 나타낸다. 결과적으로 협착 전방부 목 근방의 벽면에 상처를 가하게 되고 협착목을 지나면서 유동 정체영역이 혈관벽 근처에서 형성됨으로써 동맥경화의 진전이 가속된다. 협착정도

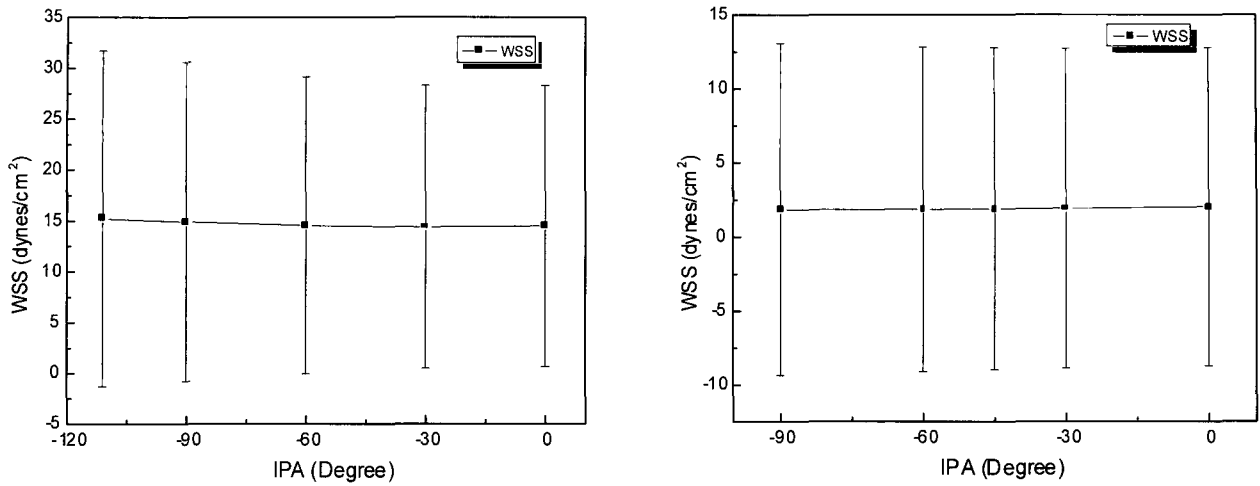


그림 10. 협착이 없는 관상동맥 및 복부 대동맥 모델에서 사인파 임피던스 페이즈앵글(IPA)에 따른 벽면전단응력 (WSS)의 평균과 진폭 비교
 Fig. 10. Comparison of mean and amplitude of wall shear stress on the coronary artery and abdominal aorta models with no stenosis depending on sinusoidal IPA

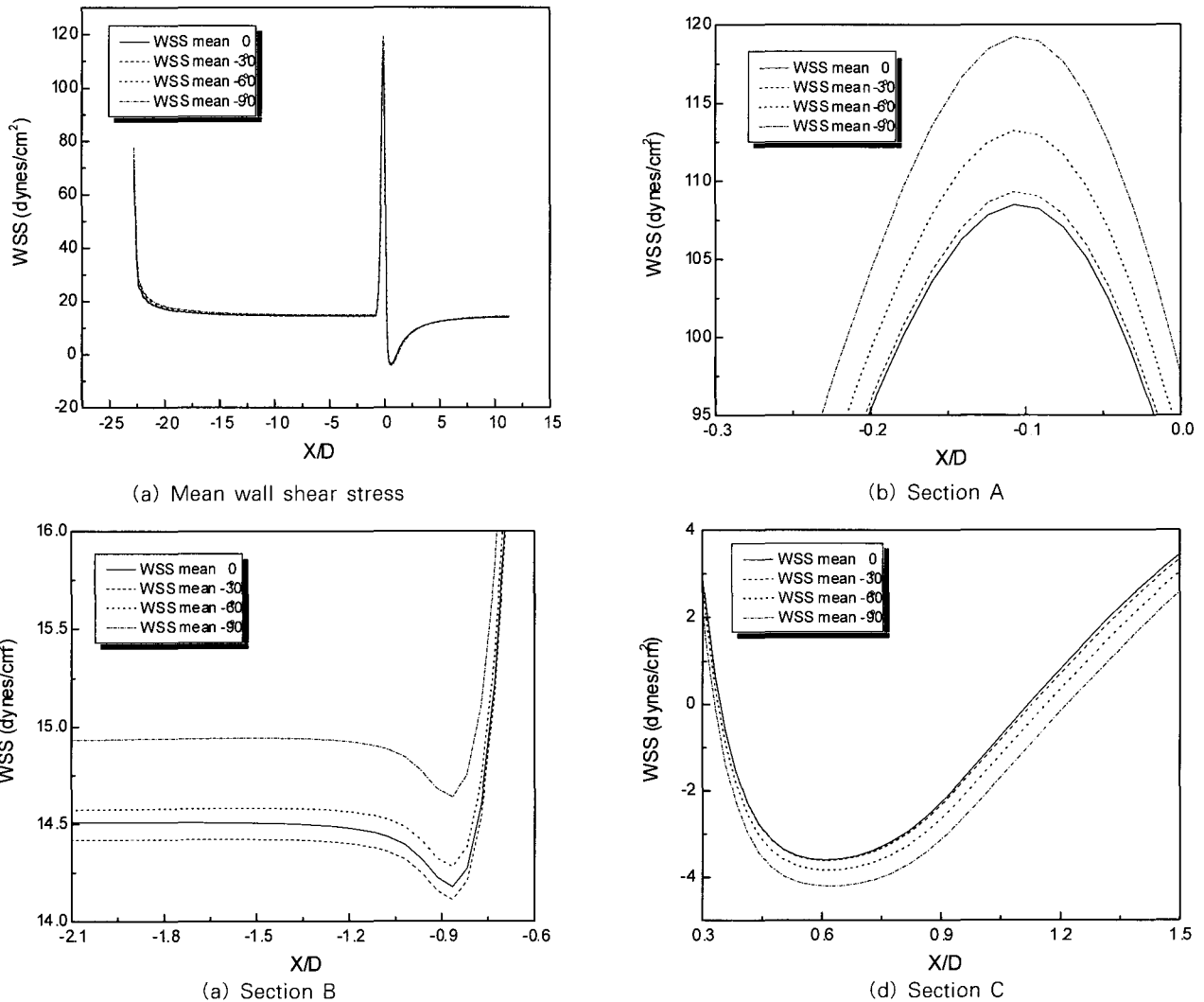


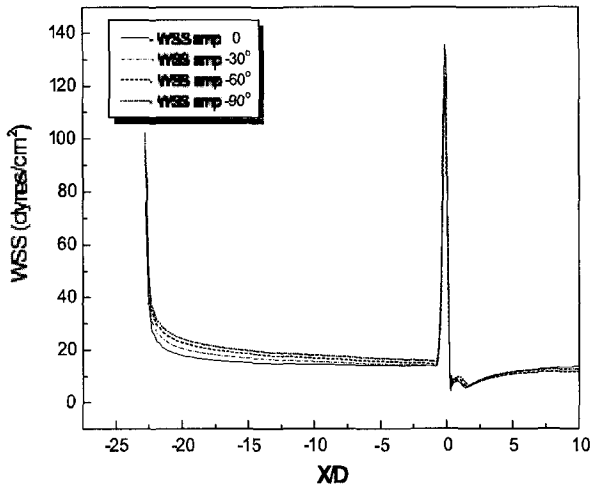
그림 11. 50% 협착을 갖는 관상동맥 모델에서 사인파 임피던스 페이즈앵글(IPA)에 따른 평균 벽면전단응력 (MWSS)의 분포
 Fig. 11. Distribution of mean wall shear stress on the coronary artery model with 50% stenosis depending on sinusoidal IPA

가 증가할수록 협착부 목 후방의 음의 MWSS(평균 WSS)값에서 정상적인 혈관의 MWSS 값까지 도달되는 거리는 더 증가하는 것을 볼 수 있다. OSI의 분포를 살펴보면, 협착부의 중심부의 약간 후방에서 첨예한 피크와 그 후방에 두 번째의 첨예한 피크가 존재한다. 협착의 정도가 증가할수록 두 피크 사이의 거리는 더 길어진다. 그림 4(a)와 비교하여 첫 번째 피크는 유동박리가 시작되는 지점, 두 번째의 피크는 재부착이 일어나는 지점과 상당히 일치한다.

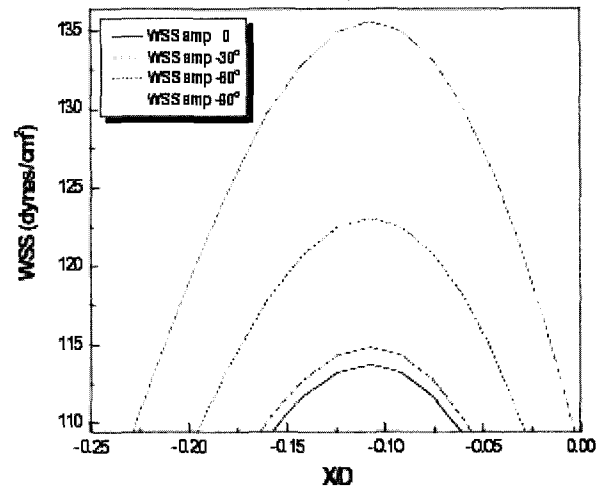
그림 8은 복부 대동맥 협착부의 WSS의 평균과 진폭 및 OSI의 분포를 나타낸다. 관상동맥과 유사한 모양을 보이나 평균 WSS의 값이 훨씬 작다. 이는 체순환 동맥 혈관의 지름이 혈류량에 비해 상대적으로 크기 때문이다. 관상동맥과의 차이점은 협착부를 지난 후 WSS평균이 약간 진동하고 WSS 진폭은 뚜렷한 두 번째 피크 값을 보이는 점이다. OSI값은 협착부에 근접한 영역에서 0과 0.5사이의 값으로 급감, 급증 한 후,

축 방향을 따라 진동을 하면서 약한 두 번째의 피크를 보이다가, 0.4 정도의 값에 수렴을 한다. OSI값이 협착이 없을 경우에도 0.4정도의 높은 값을 나타내는데(관상동맥의 경우는 0에 가깝다), 이는 복부 대동맥 유동곡선의 진폭이 상대적으로 크기 때문이다. 협착 중심부의 바로 진후에서 진동하는 첨예한 피크는 유동의 방향이 계속 바뀌면서 보텍스가 유동 방향에 따라 이동하였음을 의미한다. 관상동맥과 마찬가지로 첫 번째의 두드러진 피크는 유동 박리점, 두 번째의 피크는 재부착점을 의미한다.

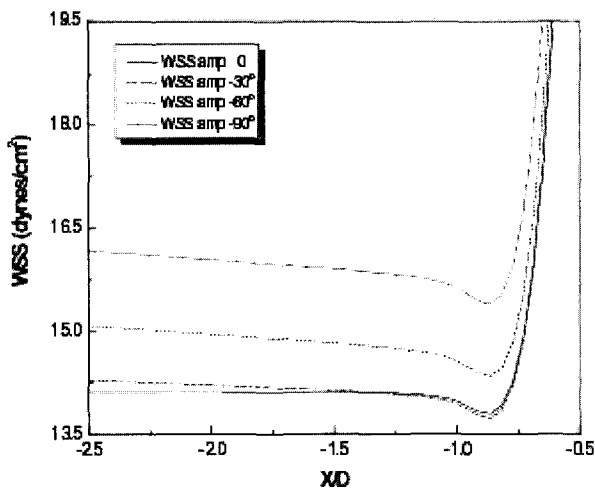
그림 9는 고동맥 협착부의 WSS의 평균, 진폭과 OSI의 분포를 나타낸다. 관상동맥의 WSS와 어느 정도 유사한 모양을 보이나 평균은 관상동맥의 1.5배정도, 진폭은 5배정도 크다. WSS 진폭의 경우, 협착부 후방에서 보이는 두 번째 피크 영역의 길이가 크므로 복부 대동맥보다 상대적으로 더 긴 체순환 영역이 존재함을 알 수 있다. OSI 값은 협착이 없을 경우



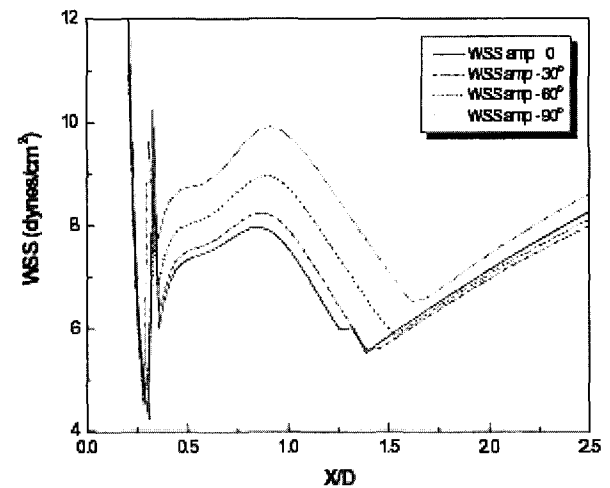
(a) Mean wall shear stress



(b) Section A



(a) Section B



(d) Section C

그림 12. 50% 협착을 갖는 관상동맥 모델에서 사인파 임피던스 페이즈앵글(IPA)에 따른 벽면전단응력 진폭(AWSS)의 분포
Fig. 12. Distribution of amplitude of wall shear stress on the coronary artery model with 50% stenosis depending on sinusoidal IPA

0.3정도이며, 복부 대동맥과 유사하게 협착부에 근접한 영역에서 0과 0.5사이의 값으로 급감, 급증 한 후, 축 방향을 따라 진동을 보이거나 복부 대동맥의 경우처럼 복잡하게 변하지는 않는다.

2. 벽면운동을 갖는 모델 - 임피던스 페이즈앵글의 영향

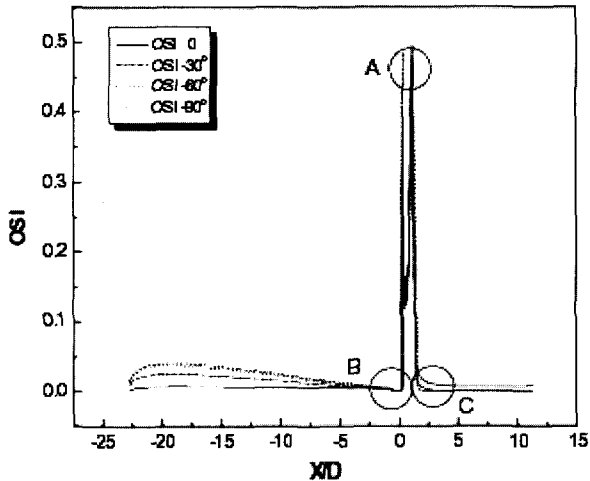
2. 1. 직선모델 - 사인 유량파

본 연구에서는 혈관의 벽면운동을 고려하여 임피던스 페이즈 앵글(IPA; impedance phase angle)에 따른 벽면전단응력(WSS; wall shear stress)의 변화를 조사하였다. 이 때, 벽면 운동 $r(x, t)$ 와 유량 $Q(t)$ 는 하나의 페이즈 앵글을 나타내도록 하기 위하여 식(8)과 (5)에서 $n=1$ 로 취하였다(즉 싸인 함수). 수치해석시에 유동조건은 표1의 생리와 유동조건과 같이 주었으나 유량곡선이 싸인 함수인 관계로 관상동맥에서는 유량의 진폭과 평균의 비를 1.0으로 주었고 복부대동맥에서는 유량곡선의 급격한 정점을 고려하여 2.0으로 주었다.

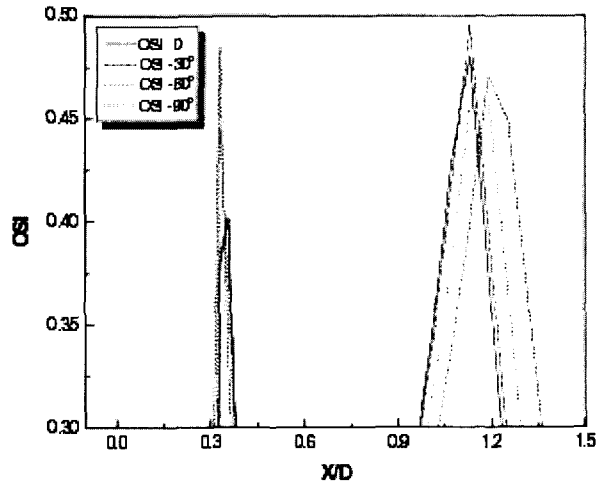
그림 10은 협착이 없는 직선 혈관모델에서 IPA에 따른 관상동맥과 복부대동맥의 WSS의 평균과 진폭의 변화를 각각 나타낸다. IPA가 $0^\circ \sim -111^\circ$ 로 음의 값으로 이동함에 따라 관상동맥의 WSS 진폭이 증가하며, WSS 평균은 IPA가 $-111^\circ, -90^\circ, -60^\circ, 0^\circ, -30^\circ$ 의 순서대로 크다. 복부대동맥도 IPA가 $0^\circ \sim -90^\circ$ 로 감소함에 WSS 진폭값이 증가하지만 WSS 평균은 반대로 감소한다. 관상동맥의 경우 IPA가 0° 에서 -111° (관상동맥의 전형적인 IPA값은 -111°)로 변하면 WSS의 평균은 5.1% 증가하고 진폭은 19.4% 증가하였다. 복부대동맥의 경우는 IPA가 0° 에서 -90° 로 변하면 WSS의 평균은 9.1% 감소하고 진폭은 4.4% 증가하였다.(복부대동맥의 전형적인 IPA값은 -45°)

2. 2. 협착모델 - 사인 유량파

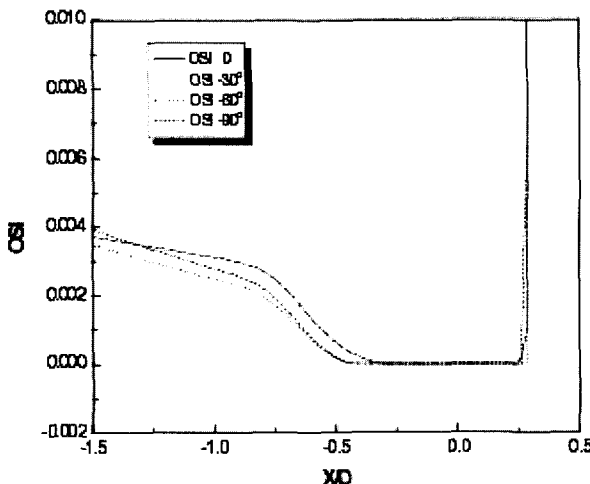
그림 11, 12, 13은 벽면운동이 있는 경우, 50% 협착 관상동맥 모델에 대하여 사인과 유량을 부여하고 IPA($-90^\circ \sim 0^\circ$)를



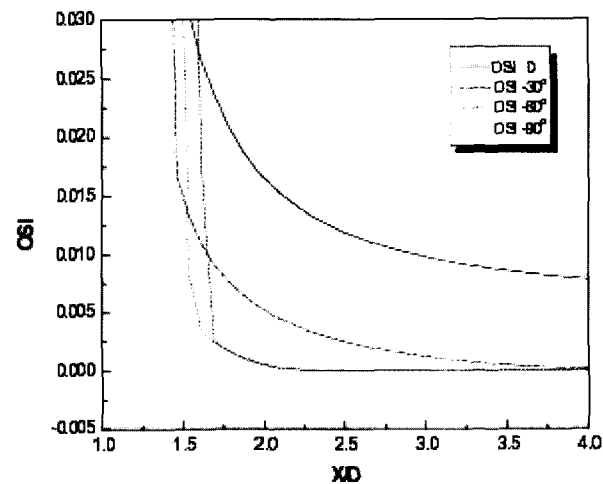
(a) Mean wall shear stress



(b) Section A



(a) Section B



(d) Section C

그림 13. 50% 협착을 갖는 관상동맥 모델에서 사인파 임피던스 페이즈앵글(IPA)에 따른 교번전단지수(OSI)의 분포
Fig. 13. Distribution of oscillatory shear index on the coronary artery model with 50% stenosis depending on sinusoidal IPA

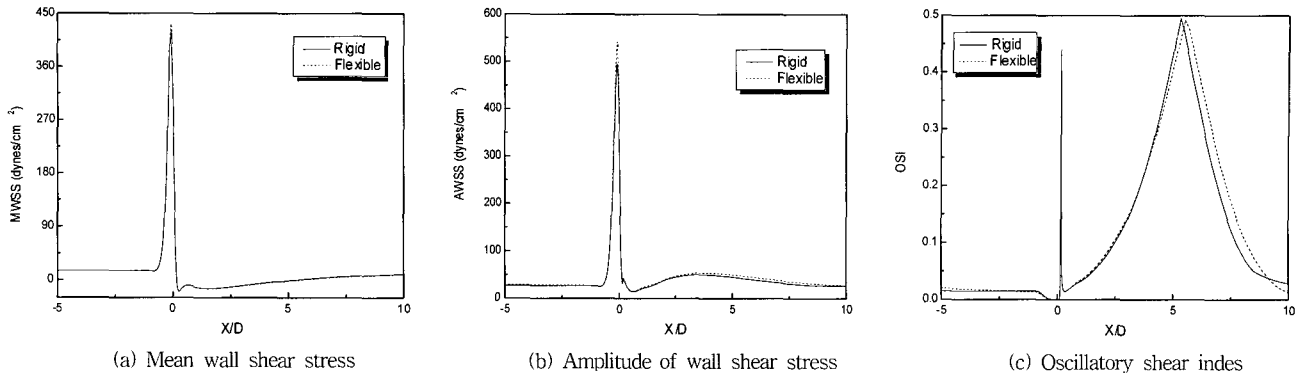


그림 14. 50% 협착 관상동맥 모델에서 심장수축운동의 영향: 벽면운동이 없는 단단한 모델과 벽면운동이 4% 있고 생리파 IPA가 -120 인 유연한 모델의 비교

Fig. 14. Influence of cardiac contraction on 50% stenosed coronary artery: Comparison of a rigid model and a compliant model with 4% wall motion and physiological IPA of -120°

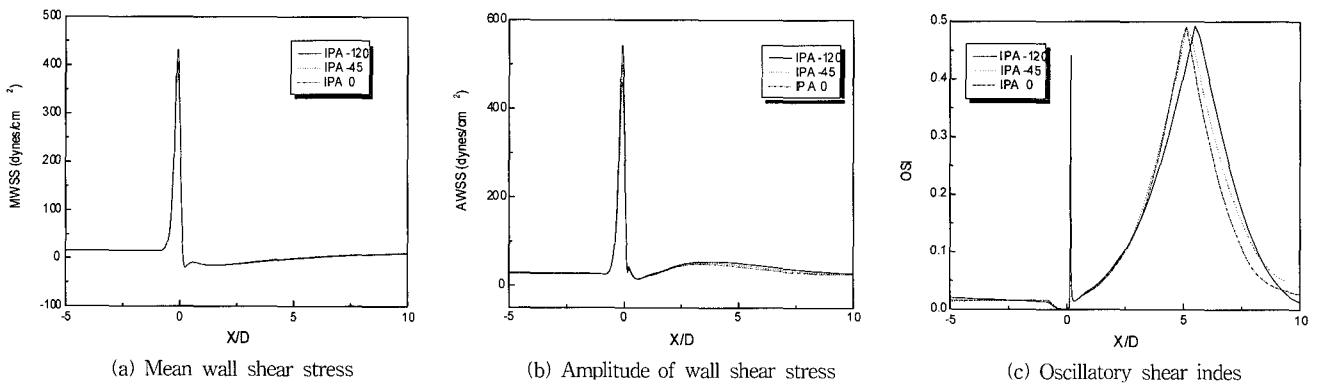


그림 15. 4% 벽면운동을 갖는 50% 협착 관상동맥 모델에서의 생리파 임피던스 페이즈앵글의 영향

Fig. 15. Influence of physiological impedance phase angle on 50% stenosed coronary artery model with 4% wall motion

30° 간격으로 변화시킨 경우에 축 방향을 따른 WSS 평균, WSS 진폭, OSI의 분포를 나타낸다.

그림 11에서 A 에 해당하는 부분을 확대하면 그림 11(b)이며, WSS 평균은 IPA가 -90°, -60°, -30°, 0° 순서대로 크며, B에 해당하는 부분을 확대하며 그림 11(c)이며, WSS 평균은 IPA가 -90°, -60°, 0°, -30° 순서대로이며 직선모델의 결과와 일치한다. C에 해당하는 부분은 그림 11(d)이며, WSS 평균은 IPA가 -90°, -60°, -30°, 0° 순서대로 음의 큰 값과 축 방향 길이를 가지므로 재순환영역이 그 순서대로 크다. 그림 12(a)에서 A, B, C에 해당하는 부분은 각각 그림 12(b), (c), (d)이다. 그림 12(b)에서 WSS 진폭은 IPA가 -90°, -60°, -30°, 0° 순서대로 이다. 그림 12(c)에서도 동일한 순서대로 이며, 이는 직선모델의 결과와 일치한다. 그림 12(d)에서도 동일한 양상을 보인다.

그림 13(b)을 자세히 관찰하면 OSI의 분포가 IPA -90°, -60°, -30°, 0° 순서대로 축방향의 오른쪽으로 치우쳐 있음을 알 수 있다. 이는 재순환영역의 크기가 이 순서대로 임을 의미한다. 그림 13(c), (d)에서는 직선모델의 OSI값과 마찬가지로 IPA가 -90°, -60°, -30°, 0° 순서대로 크며, 협착부 목에 이르

러서는 역전이 되었다가, 다시 협착부 후방부에서는 원래 크기 순서대로 돌아온다.

3. 심장 수축운동의 영향 - 생리 유량파

3.2절에서 벽면운동을 갖는 모델에 대해 임피던스 페이즈앵글의 영향을 논할 때, 사인과 유량곡선을 부여했다. 본 절에서는 그림 1과 같이 생리적인 유량곡선을 벽면운동을 갖는 협착 관상동맥 모델에 적용하였다. 그림 14는 75% 면적 협착을 갖는 관상동맥에 대하여 생리파 유량곡선을 적용하여 벽면운동이 없는 단단한 모델과 벽면운동이 4% 있고 IPA가 -120° 인 유연한 모델에 대해 WSS와 OSI를 비교하였다. 벽면운동이 없는 경우가 있는 경우에 비해 더 큰 WSS의 피크를 보인다. OSI의 경우, 벽면운동이 있는 모델에서 두 번째 피크 값이 우측으로 이동하는 것이 관찰되는데 이는 재순환영역의 증가를 의미한다. 그림 15에는 IPA가 0°, -45°, -120°에 대해 비교하였다. IPA값이 음의 큰 값을 가질수록 WSS 평균과 진폭이 협착부에서 큰 피크를 이루며 OSI의 두 번째 피크가 오른쪽으로 이동하여 재순환 영역의 크기를 증가시킬 수 있다. 그러므로 생리파 해석에서도 사인과 해석에서와 마찬가지로 IPA

가 -120° 와 같이 큰 음의 값을 갖고 벽면운동이 있는 경우에 동맥경화를 촉진시키는 유동환경을 조성함을 알 수 있다.

결 론

본 연구의 결과, 관상동맥 유동의 경우, 다른 동맥과 비교하여 다음과 같은 차이점을 발견하였다.

- (1) 관상동맥의 평균 벽면전단응력은 복부동맥에 비해 상당히 큰 값을 보였다. 이는 관상동맥 혈관의 지름이 유량에 비해 상대적으로 작기 때문인 것으로 사료된다. 두 동맥에서 벽면전단응력의 진폭값은 평균값만큼의 큰 차이를 보이지는 않는데, 이는 복부대동맥의 유동곡선의 피크가 매우 크기 때문에 진폭값이 증가하였기 때문이다.
- (2) 관상동맥의 경우 대부분 단일 보텍스가 협착부 목 후방에 생성되나 복부 대동맥과 고동맥의 경우는 협착부 목 상류와 하류에 여러 개의 보텍스류가 생성되는 등 유동이 복잡하였다. 이는 레이놀드수와 웨슬리수가 관상동맥에서는 상당히 작기 때문인 것으로 사료된다. 복부 대동맥과 고동맥의 협착부 상류에도 생성되는 보텍스와 재순환영역은 동맥경화의 진전이 협착부 목 진후에서 동시에 일어남을 시사한다.
- (3) 관상동맥, 복부 대동맥, 고동맥의 모든 경우에, 협착부 근방에서 OSI값이 크게 증가하였다. 다만, 관상동맥의 경우, 협착이 없을 때의 OSI값이 0에 가까우므로 복부 대동맥 및 고동맥과 달리 협착 중심에서 OSI값이 크게 증가하였다. 모든 혈관에서 OSI의 두드러진 첫번째와 두번째 피크가 관찰되었으며, 두 피크 사이의 거리는 재순환영역의 크기(유동박리와 재부착점 사이)를 의미한다.
- (4) 관상동맥 직선탄성혈관의 경우, WSS평균은 IPA가 -90° , -60° , 0° , -30° 순서대로, WSS진폭은 IPA가 -90° , -60° , -30° , 0° 순서대로 크다. 복부 대동맥의 경우, WSS 평균은 IPA가 0° , -30° , -60° , -90° 순서대로, WSS 진폭은 IPA가 -90° , -60° , -30° , 0° 순서대로 크다. 협착 관상동맥의 경우, IPA가 -90° 일 때 WSS 평균과, WSS진폭, OSI값, 재순환영역의 크기가 가장 크다. 이는 특정한 범위의 음의 큰 값을 갖는 IPA값이 동맥경화를 더 빨리 진행 시킴을 의미하며, 큰 음의 IPA를 나타내는 것으로 알려진 동맥경화 환자의 경우 더 위험에 처함을 보여준다.
- (5) 협착 관상동맥의 벽면운동을 고려하여 IPA가 -120° 을 갖는 생리파 유동 해석을 수행한 한 결과, 벽면운동을 고려하지 않은 경우와 비교하여 벽면전단응력의 크기가 증가하고 유동 재순환영역의 크기가 증가함을 볼 수 있었다. 그러나 IPA가 -45° , 0° 의 경우는 -120° 의 경우에 비해 벽면전단응력이 작고 재순환 영역의 크기가 작았다. 그러므로 실제적인 생리파 해석에서도 사인파 해석에서와 마찬가지로 IPA가 -120° 와 같이 큰 음의 값을 갖고 벽면운동이 있는 경우에 동맥경화를 촉진시키는 유동환경을 조성함을 알 수 있다.

본 연구는 협착을 갖는 직선혈관에 대해 수행하였다. 동맥 혈관의 형상, 위치 및 종류에 따른 유동장의 차이, IPA의 차이가 특정혈관에서의 동맥경화 발생 및 진전의 속도에 미치는 영향은 임상자료와 비교하여 계속적으로 연구되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. R.M. Nerem and J. F. Cornhill, "The role of fluid mechanics in atherogenesis", ASME Journal of Biomechanical Engineering, Vol.102, pp.181-189, 1980
2. Z. Lou and W.J. Yang, "Biofluid dynamics of arterial bifurcations", Critical Reviews in Biomedical Engineering, Vol.19, pp.455-493, 1992
3. D.N. Ku, D.P. Giddens, C.K. Zarins, and S. Glagov, "Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation: positive correlation between plaque location and low and oscillating shear stress", Arteriosclerosis, Vol.5, pp.293-302, 1985
4. C.-S. Lee and J.M. Tarbell, "Wall shear stress distribution in an abdominal aortic bifurcation model: effects of vessel compliance and phase angle between pressure and flow waveforms", ASME Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 119, pp. 333-342, 1997
5. C.-S. Lee and J.M. Tarbell, "Influence of vasoactive drugs on wall shear stress distribution in a compliant model of abdominal aortic bifurcation", Annals of Biomedical Engineering, Vol. 26, pp.125-134, 1998
6. J.H. Choi, C.S. Lee and C.J. Kim "Influence of wall motion and impedance phase angle on the wall shear stress in an elastic blood vessel under oscillatory flow conditions" J. Korean Biomedical Research, Vol. 21, pp.363-372, 2000
7. "Human Physiology and Mechanisms of Disease" 4th ed., A.C. Guyton, Sanders Co., 1987
8. "Cardiovascular Biomechanics" K.B. Chandran, New York Press, 1993
9. J.P. Merillon, G.J. Fontenier, J.F. Lerallut, M.Y. Jaffrin, G.A. Motte, C.P. Genain and R.R. Gourgon, "Aortic input impedance in normal man and arterial hypertension: its modifications during changes in aortic pressure", Cardiovascular Research, Vol.16, pp.646-656, 1982.
10. M.C. Kim, C.S. Lee and C.J. Kim "Flow Comparison between stenosed coronary and abdominal arteries" KSME annual fall conference, 2001 Nov., Korea
11. B.K. Lee, H.M. Kwon, D. Kim, Y.W. Yoon, J.K. Seo, I.J. Kim, et al. "Computed numerical analysis of the biomechanical effects on coronary atherogenesis using

- human hemodynamic and dimensional variables*"
Yonsei Medical Journal, Vol.39, pp. 166-174, 1998
12. Y.I. Cho, K.R. Hensey "*Effect of the non-Newtonian viscosity of blood on hemodynamics of diseased arterial flows*" Advances in Bioengineering, Vol.107, pp. 57-267, 1989
13. D. Tang, C. Yang, S. Kobayashi, D.N. Ku experimental-based numerical simulation of unsteady viscous flow in stenotic collapsible tubes Applied Numerical Mathematics, Vol.36, pp.299-320, 2001