

# 실제 형상을 통한 복부대동맥의 혈류 유동에 대한 수치적 연구

강한영<sup>†</sup> · 김민철<sup>\*</sup> · 홍이송<sup>\*\*</sup> · 이종선<sup>\*\*</sup> · 이종민<sup>\*\*\*</sup> · 김찬중<sup>\*\*\*\*</sup>

## Numerical Study on the Blood Flow in the Abdominal Artery with Real Geometry

Han-Young Kang<sup>†</sup>, Min Cheol Kim<sup>\*</sup>, Yi Song Hong<sup>\*\*</sup>  
Chong-Sun Lee<sup>\*\*</sup>, Jong-Min Lee<sup>\*\*\*</sup> and Charn-Jung Kim<sup>\*\*\*\*</sup>

**Key Words :** DICOM, Real geometry(실제형상), Wall shear stress(벽면전단응력), Abdominal artery(복부대동맥), non-Newtonian fluid(비뉴턴유체), Atherosclerosis(동맥경화증)

### Abstract

Many clinical studies have suggested that the blood flow in ideal geometry is involved in the development of atherosclerosis. This study simulated blood flow in the abdominal artery with real geometry to investigate MWSS(mean wall shear stress), AWSS(amplitude of wall shear stress) and OSI(oscillator shear index). The calculation grid for the real geometry was constructed by extracting the surface of arterial wall from CT(Computed Tomography) or MRI(Magnetic Resonance Imaging) sheets called as DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicines). The calculated MWSS, AWSS and OSI are much different from those of ideal geometry calculation. The MWSS increased while the AWSS decreased. Many shear forces are related to shapes of gradient. This paper will give clinical datum where the MWSS, AWSS and OSI are strong or weak. The hemodynamic analysis based on real geometry can provide surgeons with more reliable information about the effect of blood flow.

#### 기호설명

$Q_{in}$	: 입구유량 (cm <sup>3</sup> /sec)	$\eta$	: 점도
$Q_m$	: 평균유량 (cm <sup>3</sup> /sec)	$\eta_{\infty}$	: 무한전단율 (Pa·s)
$a_n, b_n$	: Fourier 사인,코사인 계수	$\eta_0$	: 영전단율 점도 (zero shear rate viscosity)
$\omega$	: 각속도 (2 $\pi$ /T)	$\lambda, n$	: 특성시간 (characteristic relaxation time)
$T$	: 주기	$\mathbf{v}$	: 속도
$t$	: 시간	$\omega_i$	: 가중계수
$u_{in}$	: 입구속도 (m/s)	$d_i$	: 보간거리
$D$	: 입구지름 (cm)	$\bar{\tau}_w$	: 벽면전단응력 (wall shear stress)
$L$	: 혈관길이 (cm)	MWSS	: 평균벽면전단응력
$\rho$	: 밀도(g/cm <sup>3</sup> )	AWSS	: 벽면전단응력진폭
$Re$	: 레이놀즈수	OSI	: 교번전단계수 (oscillator Shear Index)
$\dot{\gamma}$	: 전단율(shear rate)		

<sup>†</sup> 서울대학교 기계항공공학부 대학원  
E-mail : hahn0@hotmail.com  
TEL : (02) 880-1656

<sup>\*</sup> 서울대학교 마이크로열시스템 연구원

<sup>\*\*</sup> 한동대학교 기계제어시스템공학부

<sup>\*\*\*</sup> 경북대학교 의과대학 방사선과

<sup>\*\*\*\*</sup> 서울대학교 기계항공공학부

### 1. 서론

복부 대동맥 모델의 실제 형상에 대한 3 차원 해석은 형상이 복잡할 뿐만 아니라, 해석 프로그램을 만들고 계산하는데 많은 어려움과 시간이 소요되기 때문에 지금까지의 수치적 연구들은 대부분 2 차원 이상모델을 사용하여 왔다.<sup>(1),(2)</sup> 그러나,

3 차원 실제 형상 혈관 유동에서는 2 차원 이상 형상 혈관유동에서 발견할 수 없는 유동특성들이 존재하기 때문에 이에 대한 분석은 필수적이라 하겠다. 따라서 본 연구에서는 의료영상에서 각각의 형상을 point data 추출하여 3 차원의 real geometry 를 구성하여 실제적인 혈관에 보다 접근하여 해석을 수행하였으며 상용해석코드 STAR-CD 를 통하여 실제적인 혈관과 이상적인 혈관 사이에서 유동의 차이점 및 특성과 벽면 전단응력의 분포 및 변화에 대해 고찰하여 보았다. 실제 형상을 통한 복부 대동맥의 직선 모델에 대하여 유동조건을 부여하여 비정상 유동을 해석하였으며, 혈류 역학적 특성을 가시화 분석 함으로서 그에 따른 동맥경화의 발생과 진전의 특성에 대해 비교 분석해 보고자 한다.

## 2. 수치해석

### 2.1 개요

Real geometry 의 형상을 얻기 위해 의료영상의 각 슬라이드에서 원하는 혈관의 형상정보를 얻은 뒤 이를 재구성하여 3 차원의 형상을 만든다.<sup>(3)</sup> 의료영상은 DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicines) 파일형식으로 이 형식을 읽어서 확인 할 수 있게 Visual C++을 이용하였으며(이후 DICOM View 라고 칭함), DICOM 의 표준 규약이 있지만 CT machine 에 따라서 조금씩 파일 포맷의 차이가 존재하므로 DICOM View 는 경북대학교 의과대학의 CT1, CT2 의 포맷을 기준으로 하였다.<sup>(4)</sup>

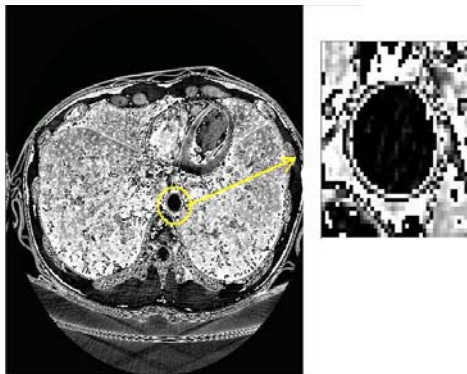


Fig. 1 Extracting point data from the CT

### 2.2 격자생성

Fig. 1 은 DICOM viwe 에서 읽어들이는 CT 이미지를 통하여 복부대동맥을 확인하고 확대하여 manual drawing 을 통해 복부대동맥의 형상정보를 얻는 과정 중 한 부분을 나타내었다.



Fig. 2 Utilize the ICFM CFD Making spline curves.

Fig 2. 는 DICOM View 의 각 슬라이드에 대하여 복부대동맥을 구현한 그림이며, 각각의 형상정보를 얻은 뒤 이 결과를 슬라이드 간격 정보와 함께 x,y,z 포인트 데이터 파일로 저장한다. 이렇게 만들어진 point 정보파일을 ICFM CFD 에서 읽어 들인 후 CAD 모듈 EZCAD 를 이용하여 spline curve 를 생성한다.<sup>(5)</sup> 이렇게 생성된 curve 를 각각 잡아 표면을 생성한다.

### 2.3 실제 혈관 모델 및 경계조건

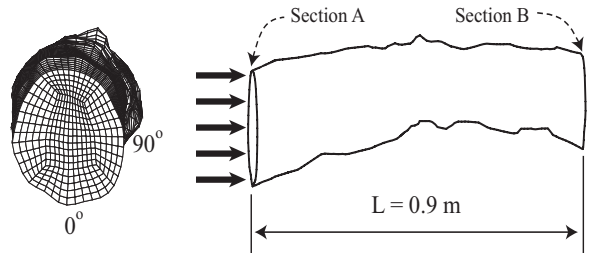


Fig. 3 Real geometry model of abdominal artery.

복부 대동맥 혈관의 수치적 모델은 Fig. 3 과 같으며 입구(단면 A)에서는 임상적으로 얻어진 실제 유량과형을 주기  $T=0.75\text{sec}$  에 관하여 Fourier 급수 전개하여 입구에서의 유량을 식 (1)과 같이 주었다.<sup>(2)</sup>

$$Q_{in}(t) = Q_m + \sum_{n=1}^{25} [a_n \cos(n\omega t) + b_n \sin(n\omega t)] \quad (1)$$

혈관벽에서는 점착조건(no-slip condition)이 적용되었으며, rigid wall 로 가정하여 수치해석을 하였다. 혈관 단면 A 에서는 균일유동으로 주어졌으며 입구속도를 계산하면 식 (2) 와 같다.

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

출구(단면 B)에서의 경계조건은 split 1.0 을 주었으며 유량 및 물성값을 table 1 에 정리하였다.

	Abdominal
$Q_m$ (cm <sup>3</sup> /sec)	15.55
$D$ (cm)	1.5
$L$ (cm)	90
$\rho$ (gm/cm <sup>3</sup> )	1.045
$Re$	400

**Table 1** Flow conditions abdominal artery.

2.4 혈액 점도(viscosity) 모델

혈액은 전단율의 감소에 따라 점도가 증가하는 비뉴턴유체로서 전단율의 영향을 고려한 점도모델은 많은 종류가 있다. 본 연구에서는 실험적으로 얻어진 비뉴턴 유체의 점도 곡선과 상당히 일치하는 Modified Powell-Eyring 모델을 사용하였으며 전단율(shear rate,  $\dot{\gamma}$ )과 혈액의 점도는 다음의 식(3), (4)와 같다.

$$\dot{\gamma} = [2((\frac{\partial u}{\partial x})^2 + (\frac{\partial v}{\partial y})^2 + (\frac{\partial w}{\partial z})^2) + (\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y})^2 + (\frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z})^2 + (\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y})^2]^{\frac{1}{2}} \quad (3)$$

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) \frac{\ln(\lambda \dot{\gamma} + 1)}{(\lambda \dot{\gamma})^n} \quad (4)$$

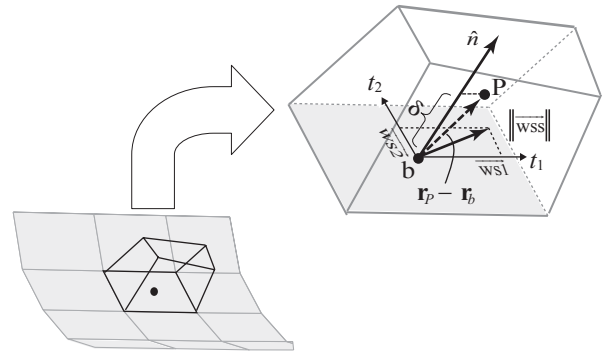
여기서,  $\eta_{\infty}$ 는 0.00345 Pa·s,  $\eta_0$ 는 0.0056 Pa·s,  $\lambda$ 와  $n$ 은 각각 2.415 s와 0.3568을 사용하였다.

2.5 수치해석 방법

해석에 사용된 모델은 “25×40×99”의 격자계를 선택하였으며 벽면전단응력의 정확도를 높이기 위해 벽면을 조밀하게 하였다. 본 연구는 비뉴턴유체의 경우에 대해, 상용코드인 STAR-CD를 사용하였으며, 공간에 대해서는 LUDS법(Linear Upwind Difference Scheme), 시간에 대해서는 암시도식(Implicit Euler Method)을 사용하였다. 비정상 문제를 해결하기 위해 PISO(Pressure Implicit with Splitting of Operators) 알고리즘을 사용하였으며 시간중분( $\Delta t$ )은 0.001s로 작게 설정하였다. 수치해석을 수행한 시간구간은 0.0~3.75로 5주기 동안이다.

2.6 벽면전단응력

Fig. 4는 3차원 격자에서 벽면전단응력을 구하기 위한 개략도이다. 벽면전단응력은 다음의 식(5)로 표현된다.



**Fig. 4** Schematic diagram for wall shear stress calculations.

$$WSS = \eta \left( \frac{\mathbf{v}_P \cdot \mathbf{t}_1}{\delta} \mathbf{t}_1 + \frac{\mathbf{v}_P \cdot \mathbf{t}_2}{\delta} \mathbf{t}_2 \right) \quad (5)$$

여기서,  $\mathbf{n}$ ,  $\mathbf{t}_1$ ,  $\mathbf{t}_2$ 는 벽면에서 안쪽 방향의 단위 법선벡터, 접선벡터를 각각 의미하며,  $\delta$ 는 벡터  $\overline{bP}$ 와  $\mathbf{n}$ 의 내적으로 구하여진다.  $\mathbf{v}_P$ 는 벽면에 인접한 셀 중심 P에서의 속도를 의미한다.

Fig. 4에서 구한 cell 중심에서의 값을 node 값으로 변환하기 위하여 Inverse Distance Weighting 방법을 사용하였다.<sup>(6)</sup>

$$\mathbf{v} = \sum_{i=1}^8 \omega_i \mathbf{v}_i \quad (5)$$

$$d_i = \|x_i - X\| \quad (6)$$

$$\omega_i = \frac{1/(d_i)^2}{\sum_{j=1}^8 1/(d_j)^2} \quad (7)$$

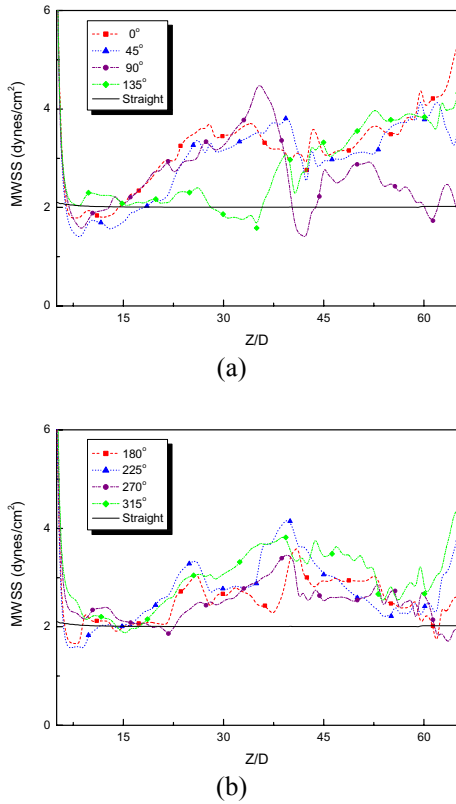
여기서,  $\mathbf{v}$ 는 구하고자 하는 node에서의 속도이며,  $\mathbf{v}_i, x_i$ 는 셀이나 경계면 중심에서의 속도벡터, 좌표값을 각각 의미하며,  $X$ 는 구하고자 하는 node 값의 좌표이다.

2.7 교번전단지수

교번전단지수(Oscillatory Shear Index; OSI)는 다음과 같다.<sup>(7)</sup>

$$OSI = \frac{1}{2} \left( 1 - \frac{\left| \int_0^T \bar{\tau}_w dt \right|}{\int_0^T |\bar{\tau}_w| dt} \right) \quad (8)$$

### 3. 결과 및 고찰

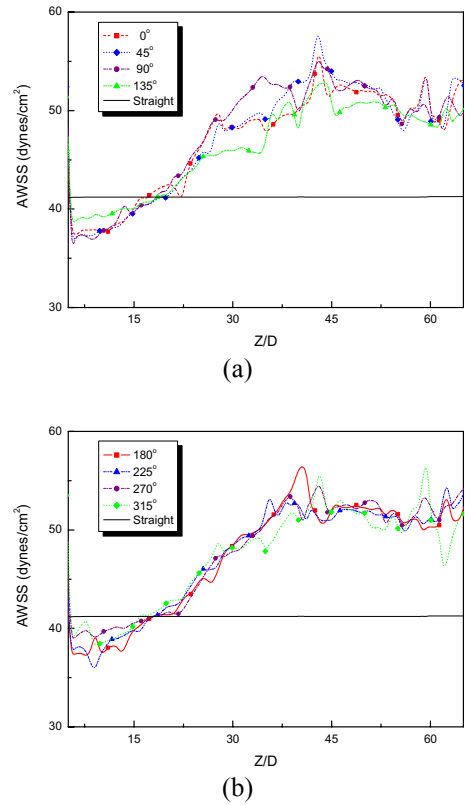


**Fig. 5** MWSS distribution along to the axial direction for various sectional angles.

Fig. 5 는 축 방향의 단면각도에 대한 평균벽면 전단응력을 나타내며 축 방향에 따라 45°씩 수치를 비교하여 보았다. 이상적인 직선혈관은 유동이 완전발달 되어 MWSS 는 일정한 값(약 2)으로 나타나며 그림 (a)에서 보는 바와 같이 단면각 0° 인 경우에 가장 큰 MWSS(이상혈관 MWSS 의 약 2.5 배)를 나타내며 단면각 90° , Z/D=35 에서 가장 큰 Peak 가 발생하며 그 지점에서 기울기의 변화가 가장 급격함을 보여준다고 사료된다. MWSS 크기는 0° , 45° , 135° , 90° 순서이다.(Fig. 8 참조)

이상 형상과 비교하였을 때 MWSS 의 크기는 실제 형상이 굴곡의 변화가 심하여 MWSS 의 값이 커지며 이러한 유동의 특성은 혈관의 기하학적 형상에 크게 의존하는 것을 알 수 있다. 그림(b)에서 MWSS 는 225° , 180° , 315° , 270° 순서의 크기로 나타냄을 알 수 있다.(Fig. 8 참조)

Fig. 6 에서도 단면각도에 따른 AWSS 를 구하였다. 이상 형상과의 값을 비교하였을 때 매우 큰 차이를 나타냈으며 단면각 270° 에서 가장 큰 값을 가진다.



**Fig. 6** AWSS distribution along to the axial direction for various sectional angles.

축방향 Z/D=15 에서 각각의 AWSS 값이 점진적으로 증가하며 굴곡의 정도에 따라 변화가 심하여 높은 벽면전단응력(high wall shear rate)이 혈관내강에 지속적으로 작용하며, 결국 AWSS 가 큰 부분에서 동맹경화가 발생할 가능성이 크다는 것을 보여주고 있으며 MWSS 의 peak 가 가장 높은 단면각 90° 에서도 가장 큰 AWSS 수치가 나타남을 알 수 있어 MWSS 와 AWSS 가 관련되어 있음을 유추할 수 있다.

벽면전단응력의 진폭과 평균값의 비율은 교번전단지수(OSI)와 관계하며 이 값이 클수록 동맥혈관의 경화현상이 촉진된다는 실험결과가 알려져 있다.<sup>(8)</sup> 따라서 Fig. 7 에서는 벽면전단응력의 평균과 진폭비로부터 OSI 값을 계산하였으며, 단면각도에 따른 값을 각각 비교하여 보았다. 일반 직선혈관과 비교하였을 때 대체적으로 OSI 값이 낮게 나타났으며 OSI 값은 270° 에서 가장 큰 값을 가진다.

단면각 270° 는 AWSS 값도 가장 크게 나타나는 지점이며 OSI 와의 비례관계를 알 수 있고, MWSS 값은 가장 작은 값을 나타내어 반비례함을 알 수 있다. OSI 크기는 270° , 180° , 90° , 225° , 135° , 45° , 0° 순이다.

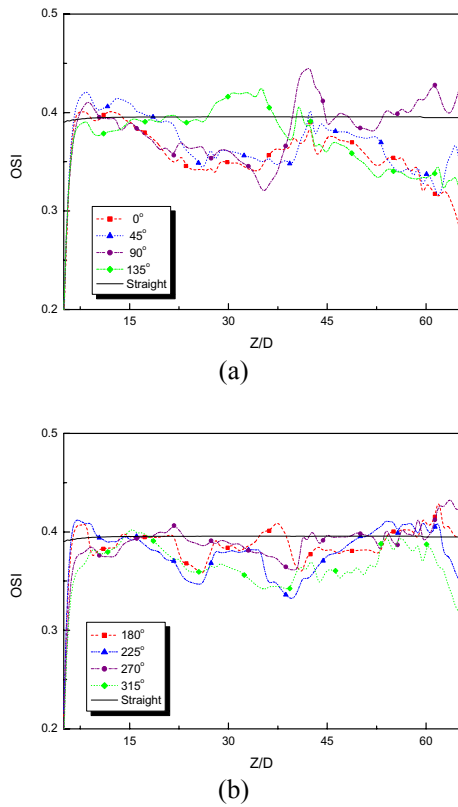


Fig. 7 OSI distribution along to the axial direction for various sectional angles.

Fig. 8 는 MWSS, AWSS, OSI 의 평균 값을 단면각도에 따라 나타냈다. 이를 통해 MWSS 와 OSI 는 비례관계, AWSS 와는 반비례관계임을 확인할 수 있다.

Fig. 9 는 지금까지 Fig. 8 에서 각각 구한 2 차원 적인 data 를 3 차원 실제형상의 단면각도가 90 ° 인 MWSS, AWSS, OSI 의 크기 분포를 나타내었으며 그림(a)에서는 입구에서 MWSS 의 분포가 크며 유동방향과 기하학적 특성에 의해 분포됨을 보여 주고 있으며, (b), (c)에서는 AWSS, OSI 의 분포를 각각 보여주고 있다. Fig. 9 를 통해 Z/D=35 인 지점에서 급격한 크기의 변화를 나타내주고 있으며 이 부위 부근에서 동맥경화의 발생과 진전의 특성을 가지적으로 판단할 수 있다.

#### 4. 결 론

본 연구는 3 차원 혈류유동을 해석하기 위한 기초단계로서 맥동유동하에 있는 3 차원 실제형상을 고려하였으며 혈관벽을 강체벽(rigid wall)으로 가정하여 유동특성과 벽면전단응력의 분포 및 변화에 대해 살펴보았다.

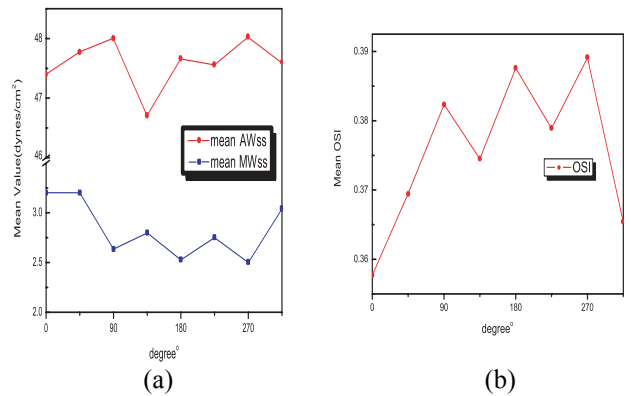


Fig. 8 Mean value of MWSS,AWSS and OSI distribution to the axial degree.

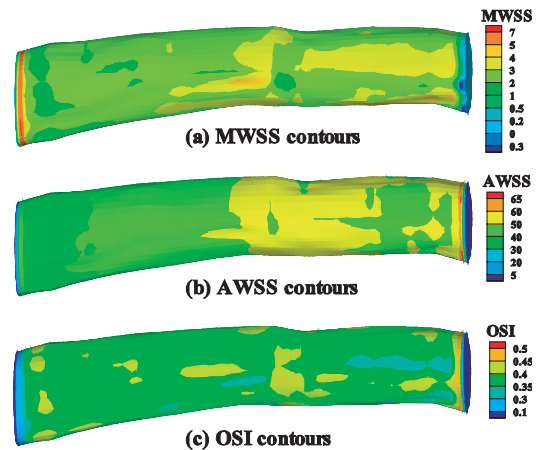


Fig. 9 3-dimensional contours of MWSS, AWSS and OSI distribution in the real geometry

이상혈관에 비해 실제형상 혈관에서는 기하학적 특성으로 매우 심한 변화를 나타내었다. 그동안 연구되어 왔던 이상적인 기하학정보 처리보다 조금 더 정확한 기하학정보를 사용하여 유동의 특성을 분석하는데 접근하였으며 동맥경화 등 질병을 직접 치료하는 시술자가 조금 더 정확한 데이터를 가지고 시술할 수 있는 정보를 제공하였다. 앞으로의 연구는 직선혈관 뿐만 아니라 조금 더 형상이 복잡한 분기관 혈관, Bypass Graft 등에 적용하여 지금까지 연구해왔던 이상혈관과 실제혈관과의 유동특성에 대해 분석 할 것이다.

#### 후 기

본 연구는 보건복지부(02-PJ3-PG3-31403-0004)의 지원으로 수행된 과제임.

## 참고문헌

- (1) Choi. J. H., Lee, C.-S. and Kim, C.-J., 2000, "Wall Shear Stress Distribution in Abdominal Aortic Bifurcation : Influence of wall Motion, Impedance Phase Angle and Non-Newtonian fluid", J. Biomed. Eng. Res., Vol. 21 No. 3, pp. 261~271.
- (2) Kim. M. C., Lee C. S. and Kim. C.-J., 2001, Proc. KSME 2001 Fall Annual Conference B, pp. 585~590
- (3) Jennifer Anne Moore, 1998, "Computational Blood Flow Modelling in Realistic Arterial Geometries", Department of Mechanical and Industrial Engineering University of Toronto, pp. 9~35.
- (4) National Electrical Manufactures Association, 2000, "DICOM ( Digital Imaging and Communications in Medicines ) part 5 : Data Structures and Encoding", pp. 1~88
- (5) ICEM CFD Tutorial Manual Meshing modules V4.22, pp. 1~14 , pp. 49~56
- (6) I.Ari Sadarjoen, Theo van Walsum, Andrea J.S. Hin, 1994, "Partical Tracing Algorithms for 3D Curvilinear Grids", Delft University of Technology.
- (7) Y.I. Cho, K. R. Hensey, 1989, "Effect of the non-Newtonian viscosity of blood on hemodynamics of diseased arterial flows", advances in bioengineering, Vol. 107, pp. 257~267
- (8) Ku, D. N., Giddens, D. P., C. K., and Glagov, S., 1985, "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.
- (9) 최주환, 2000, "복부 대동맥 분기부에서 벽면전단응력의 분포에 대한 수치적 연구", 서울대학교 석사학위논문.
- (10) 김찬중, 1998, "길잡이 전산유체역학", 제 2 판, 문운당.