

## 원관내 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 맥동유동특성

조민태<sup>†</sup> · 노형운\* · 서상호\*\* · 김재수\*  
(2002년 4월 29일 접수, 2002년 8월 22일 심사완료)

### Pulsatile Flow Analyses of Newtonian Fluid and Non-Newtonian Fluid in Circular Tube

Min-Tae Cho, Hyung-Woon Roh, Sang-Ho Suh and Jae-Soo Kim

**Key Words:** Newtonian Fluid(뉴턴유체), Non-Newtonian Fluid(비뉴턴유체), Pulsatile Flow(맥동유동), PIV(입자영상유속계), Numerical Analysis(수치해석).

#### Abstract

The objectives of the present study are to numerically and experimentally investigate the steady and pulsatile flow phenomena in the circular tubes, to quantitatively compare the flow characteristics of Newtonian and non-Newtonian fluids, and to find meaningful hemodynamic information through the flow analysis in the human blood vessels. The particle image velocimetry is adopted to visualize the flow fields in the circular tube, and the results from the particle image velocimetry are used to validate the results of the numerical analysis. In order to investigate the blood flow phenomena in the circular tube, constitutive equations, which are suitable to describe the rheological properties of the non-Newtonian fluids, are determined, and the steady and pulsatile momentum equations are solved by the finite volume prediction. The velocity vectors of the steady and pulsatile flow in the circular tube obtained by the particle image velocimetry are in good agreement with those by the numerical analysis. For the given mass flow rate, the axial velocity profiles of the Newtonian and the non-Newtonian fluids appear differently. The pulsatile flow phenomena of the Newtonian and the non-Newtonian fluids are quite different from those of the steady flow.

#### 기호설명

q : Carreau 모델의 지수  
 $u_i$  : 속도벡터 (m/s)  
 x : 축 방향,  
 y : 실제 y의 좌표 (m)  
 $y_{proj}$  : 투영된 y의 좌표 (m)  
 $\dot{\gamma}$  : 전단율 ( $s^{-1}$ )

$\eta$  : 비뉴턴유체의 겔보기점성계수 (Pa·s)  
 $\eta_0$  : 영전단율 겔보기점성계수 (Pa·s)  
 $\eta_\infty$  : 무한전단율 겔보기점성계수 (Pa·s)  
 $\lambda$  : 유체의 특성시간 (s)  
 $\rho$  : 밀도 ( $kg/m^3$ )  
 $\tau$  : 전단응력 (Pa)

#### 1. 서론

산업용 액체배관을 장기간 사용하면 액체중에 포함된 부유물이 관벽에 침착하고 액체와 관벽의 화학작용에 의하여 관벽에 스케일이 쌓이게 되어 관로를 좁히는 협착(stenosis)현상이 발생된다. 특히, 협착현상은 분지관(bifurcated tube)이나, 유동 방향 또는 유량을 조절하기 위하여 설치한 관이

<sup>†</sup> 숭실대학교 기계공학과

\* 책임저자, 회원, 조선대학교 항공조선공학부  
 E-mail : jsckim@mail.chosun.ac.kr  
 TEL : (062)230-7080 FAX : (062)223-8894

\*\* 회원, 숭실대학교 기계공학과

음부 및 연결부 등에서 많이 발생된다. 이러한 협착현상이 일단 발생되면 시간이 경과될수록 협착정도가 심해져서 압력손실이 크게 나타나며 유량도 크게 감소된다.<sup>(1)</sup>

산업용 액체배관에서 협착현상이 발생하는 것처럼 인체의 동맥혈관은 많은 분지관과 곡관의 형태로 구성되어 있기 때문에 오랜 세월이 지나면 산업용 배관보다도 협착현상이 더 발생하기 쉽다.<sup>(2,3)</sup> 동맥혈관 벽에 지방질 성분이나 콜레스테롤이 침착되면 혈관의 협착현상이 발생되고 해가 거듭될수록 그 정도는 심해진다. 인체에서는 혈관의 협착으로 인하여 혈액순환이 잘 되지 않으면 심장이 보다 많은 혈액을 공급하도록 작동하기 때문에 혈압이 상승되는 결과를 초래한다. 최근 통계청 자료에 의하면 한국인 전체 사망원인 중에서 고혈압 등 순환기질환에 의한 경우가 23.4%나 차지하는 것으로 발표되었다. 이러한 순환기질환은 주로 동맥경화(atherosclerosis)로 인한 협착현상에 의해 발생하는 것으로 알려져 있지만, 아직까지도 정확한 협착의 원인을 파악하고 있지 못하고 있다. 임상과의 혈류역학자들은 이러한 동맥경화증의 발생원인을 규명하고 진행을 억제시키는 방법을 찾기 위하여 많은 노력을 기울여 왔다. 이러한 연구들의 대부분은 분지관내 뉴턴유체의 정상상태유동에 관한 것이며 비뉴턴유체의 맥동유동 해석은 아직까지 체계화되어 있지 않고 있으며 1990년 초부터 국내에서도 맥동유동관련 연구가 진행되고 있으나 아직 미진한 상태이며 최근에는 여러 연구자들에 의해 맥동유동관련연구가 수행되고 있다.<sup>(4,5)</sup>

맥동유동에 관한 가장 믿을 수 있는 정보는 실험적으로 물리량을 측정하는 것이다. 유체유동을 가시화하기 위한 실험 및 수치해석 연구가 최근 각광받고 있는 가운데 유체유동속도를 실험적으로 측정하기 위한 장치로서 원관내 맥동유동특성을 정성적으로 쉽게 재현할 수 있고, 동시다점 측정이 가능한 입자영상유속계(PIV: Particle Imaging Velocimetry)를 많이 이용하고 있다.<sup>(6,7)</sup> 실험유체역학의 새로운 기법인 PIV를 이용한 유동가시화 기법은 3차원 측정 및 컬러 영상처리가 가능하도록 영상처리 기술들이 개발되고 있으며, 최근에는 정도 및 해상도를 향상시켜 PIV를 이용할 수 있는 응용범위를 확대하고 있다.<sup>(8,9)</sup>

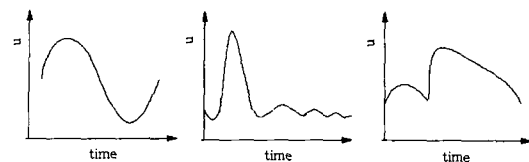
본 연구의 목적은 생체유체역학적 연구와 결부

되어 그 중요성이 부각되고 있는 원관내 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 정상 및 맥동유동특성을 수치해석과 실험적인 방법을 이용하여 정량적으로 해석하는 것이다. 산업용 배관장치와 동맥혈관내 유동특성을 정량적으로 해석하기 위한 기초연구로서 먼저 원관내 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 정상 및 맥동유동특성을 PIV를 이용하여 해석하였다. 수치해석적으로 원관내 비뉴턴유체의 맥동유동특성을 해석하기 위하여 비뉴턴유체의 유변학적 특성을 잘 나타낼 수 있는 구성방정식(constitutive equation)을 선택하였다. 또한, 본 연구에서 사용한 수치해석의 타당성을 검증하기 위하여 PIV를 이용하여 수치해석결과와 실험결과를 상호 비교함으로써 수치해석결과의 신뢰성을 확인하였다. 원관내 뉴턴유체 및 비뉴턴유체의 맥동유동현상을 정확히 예측할 수 있는 기법이 정립되면 인체 혈관내 동맥경화 등 혈관질환의 발생원인 규명을 위한 대한 기초연구자료로 활용하고, 더 나아가 산업용 배관장치나 유체기계의 성능예측 및 최적설계를 위한 중요한 자료로 활용할 수 있을 것이다.

## 2. 비뉴턴유체의 맥동유동

### 2.1 맥동유동현상

동맥계 혈관중 직경이 크고 혈류량이 많은 동맥혈관에서의 최대속도와 최대 Reynolds수는 동맥이 위치한 부위에 따라 큰 차이를 나타낸다. 심장에 가까운 대동맥에서 혈류속도는 상당히 빠르며 Reynolds 수도 10,000에 가까운 값을 나타내지만 심장으로부터 떨어진 대부분의 동맥에서 Reynolds 수는 2,500 이하로서 층류영역에서 속하는 유동임을 알 수 있다. 또한 심장의 수축과 이



(a) Typical pulsatile flow (b) Pulsatile carotid flow (c) Pulsatile coronary flow

Fig. 1 Various pulsatile waveforms.

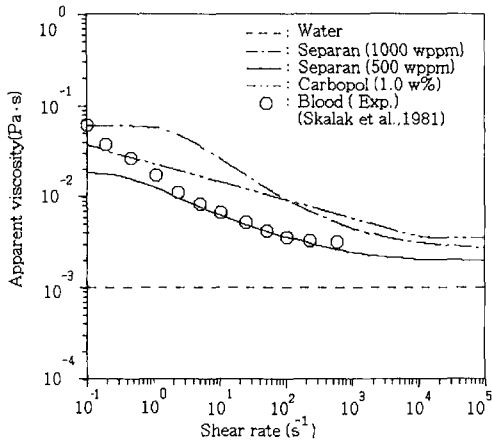


Fig. 2 Apparent viscosity versus shear rate for non-Newtonian fluids

원에 따라 오르내리는 혈압을 맥압(pulse pressure)에 따라 혈압파형은 상당히 불규칙적이며 매끈하지 않은 형태를 나타낸다.<sup>(10)</sup> 따라서, 본 연구에서는 다양한 맥동파형을 Fig. 1과 같이 세가지로 구분하였다. Fig. 1(a)은 일반적인 맥동파형으로서, 배관장치에서 많이 볼 수 있다. 한편, Fig. 1(b)와 (c)는 경동맥(carotid artery)과 관상동맥(coronary artery)내 파형이다.

2.2 비뉴턴유체의 성질

실험으로 측정된 비뉴턴유체의 점성계수는 Fig. 2와 같이 전단율의 영향을 크게 받는다. Fig. 2는 혈액유동을 해석하기 위하여 대표적으로 사용되는 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 걸보기 점성계수를 전단율변화에 따라 나타낸 것이다. 그림에서 보는 바와 같이 실험으로 측정된 혈액과 혈액대용유체로 사용되는 비뉴턴유체의 걸보기점성계수는 전단율이 증가함에 따라 걸보기점성계수의 값이 감소하고 이는 혈액의 값과 유사함을 알 수 있다.<sup>(11,12)</sup> 본 연구에서 사용된 유체는 뉴턴유체인 물과 비뉴턴유체인 Separan 수용액을 사용하였고, Carbopol 수용액은 불투명성 때문에 레이저가 유체를 통과하지 못하기 때문에 실험시 제외하였다. 수치적으로 비뉴턴유체의 유동문제를 해석하기 위해서는 유체의 유변학적 성질을 전단율의 함수로 나타낼 수 있는 구성방정식이 필요하다.<sup>(13)</sup>

2.3 지배방정식

원관내 비뉴턴유체의 맥동유동을 해석하기 위하여 사용되는 예측방법에는 실험적 방법과 컴퓨터를 이용한 수치적인 방법이 있다. 수치적 해석 방법은 적절한 수학적 모델을 사용하면 의미 있는 결과를 얻을 수 있으므로 맥동유동문제 해석시의 적합한 수학적 모델링과 구성방정식의 결정은 가장 중요한 과제이다. 비뉴턴유체의 맥동유동을 해석하기 위한 지배방정식을 텐서(tensor)형으로 나타내면 식 (1)과 식 (2)와 같다.

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_j} = 0 \tag{1}$$

$$\rho \left( \frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) = - \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} \tag{2}$$

식 (1)과 (2)의  $\rho$ ,  $u_i$ ,  $p$ ,  $\tau_{ij}$ 는 각각 밀도, 속도, 압력, 그리고 전단응력텐서이다. 식 (3)의 전단응력텐서는 걸보기점성계수( $\eta$ )를 나타내는 구성방정식을 이용하여 계산하여 주었다. 본 연구에서 많은 구성방정식중에 본 연구에서는 혈액유동을 해석하기 위하여 혈액의 유변학적 특성을 가장 잘 나타내는 식 (3)과 같은 Carreau 모델을 이용하였다.<sup>(1,13)</sup>

$$\eta = \eta_\infty + (\eta_0 - \eta_\infty) [1 + \lambda^2 \dot{\gamma}^2]^{-\frac{n-1}{2}} \tag{3}$$

3. 입자영상유속계 실험

원관내 뉴턴유체 및 비뉴턴유체의 맥동유동특성을 구하기 위한 실험장치의 개략도는 Fig. 3과 같다. 하나의 실험장치로 정상유동과 맥동유동실험을 할 수 있게 배관장치를 제작하였다. 유동 실험장치는 광학장치, 영상 입·출력장치, 영상처리장치 및 유동순환장치로 구성되어 있다.

정상유동실험을 하기 위하여 Fig. 3의 실험장치중의 급수펌프를 이용해서 저수조에서 고수조로 작동유체를 공급하고 고수조에 격판을 설치해서 고수조에서 일정한 수위를 넘는 유량은 저수조로 오버플로 되도록 하였다. 작동유체의 온도는 저수조에서 측정하여 실험시의 온도범위를 넘지 않도록 자동조절하였다. 관내의 입구 레이놀즈수는 게이트밸브를 이용해서 조정하였다. 시험부로 유

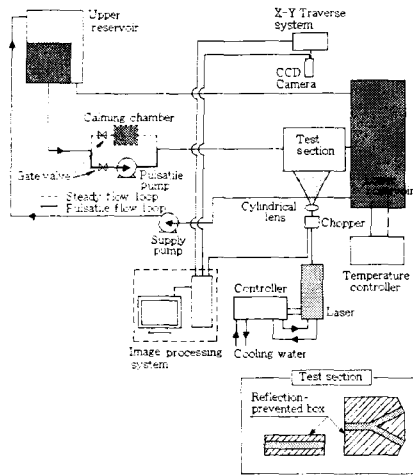


Fig. 3 Schematic diagram of the flow loop with the PIV system

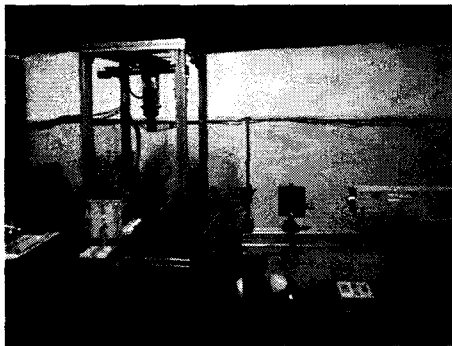


Fig. 4 Photograph of the flow loop with the PIV system

체가 유입되기 전에 유동이 안정되도록 하기 위해서 정체실(calming chamber)을 설치하였고, 측정 부위에 도달하기 전에 완전히 발달된 유동상태가 되도록 하기 위해서 정체실로부터 측정부위까지의 길이를 지름의 65배인 1.3m로 하였다. 맥동유동실험에서는 유동순환장치에 맥동펌프를 설치하였다. 맥동유동의 실험을 위하여 설치된 맥동펌프(Harvard Apparatus사, 1423 pulsatile/Blood pump)는 피스톤식 펌프로써 동물이나 인체의 속도파형과 유사한 맥동파형을 만들 수 있다. 본 실험에서는 수축/이완비와 단위시간당 행정수를 각각 50/50과 60 rpm으로 하고, 펌프의 송출량은 30ml

Table 1 Density and size of the selected particles

Properties	Density (kg/m <sup>3</sup> )	Diameter (μm)
Conifer powder	920~940	30~70
Glass Bead-Hollow	1100~1200	8~12
Poly-Vinyl chloride	1200~1400	100~150

로하여 맥동유동실험을 수행하였다. 정상유동실험과 달리 맥동유동실험에서는 유동정체실을 제거하였다. 또한, 실험에 따라 원관과 분지관을 교체할 수 있도록 설치하였다.

Fig. 4는 실험장치중에서 유동시험부와 PIV 장치를 사진으로 찍은 것이다. 출력 5W의 아르곤-이온 레이저를 광원으로 사용하였다. CCD카메라를 이용하여 미소시간 간격동안 두 장의 영상을 획득하였다. 광원의 단속은 Mechanical Chopper를 이용하였다.

본 연구에서는 원관과 분지관내 뉴턴유체와 비뉴턴유체 유동을 잘 추종할 수 있는 입자를 선정하기 위하여 Table 1과 같이 시중에 판매되는 추종입자 중에서 많이 사용되는 세가지 입자를 선정하였다.

뉴턴유체인 경우에는 여러 가지의 추종입자를 선택하여 적절한 추종입자를 선정할 수 있었지만, 비뉴턴유체 유동에 관한 PIV 실험의 연구결과는 거의 발표되어 있지 않아 비뉴턴유체에 적합한 추종입자들을 선정하기 위하여 예비실험을 수행하였다. 비뉴턴유체 중에서 혈액대용유체로 채택한 Separan 500 wppm 수용액에 추종입자들을 섞은 후 디지털 카메라로 관찰한 결과 송화가루를 제외하면 PVC, GBH 분말들과 같은 추종입자들은 비뉴턴유체와 엉켜버리는 현상이 관찰되었다. 이러한 현상은 육안으로도 확인할 수 있었다. 고분자화합물로 만들어진 추종입자들은 비뉴턴유체의 유동가시화 실험에서 부적절하다고 판단되어 크기가 약 50μm인 송화가루를 비뉴턴유체의 PIV실험을 위한 추종입자로 결정하였다. 또한, PIV실험시 추종입자의 농도변화에 따른 작동유체의 유변학적 성질변화를 고찰하여 본 결과 문제점이 없음을 확인하였다.

실험에 사용된 시험부 단면이 원형이기 때문에

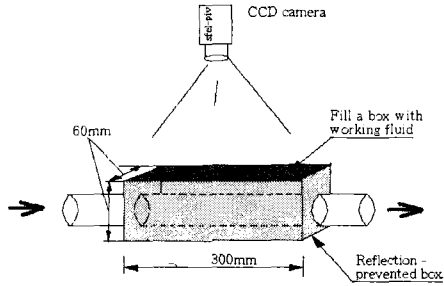


Fig. 5 Schematic diagram of the refraction-prevented box

벽 부근에서 빛의 굴절로 인한 영상왜곡현상이 발생한다. 본 연구에서는 Fig. 5와 같이 빛의 굴절로 인한 영상왜곡현상을 억제하기 위하여 아크릴로 굴절방지상자를 만들어 시험부 전체를 둘러싸고 상자 안쪽과 원형관의 바깥쪽 공간에 실험유체와 동일한 유체를 채웠다. 그러나 굴절방지상자를 사용하더라도 어느 정도의 굴절은 피할 수 없을 것으로 생각하였다. 이에 따라 본 연구에서는 CCD카메라로 들어오는 빛의 경로를 Ray Tracing Method로 추적하여 실제 측정평면에서의 좌표값과 카메라의 영상 좌표값 사이에 발생하는 식 (4)와 같이 오차를 계산하였다<sup>(5,14)</sup>

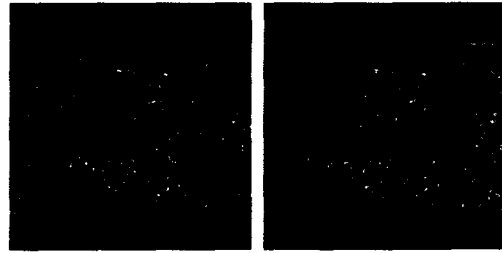
$$y = 0.9989y_{proj} + 0.001912 \quad (4)$$

식 (4)를 이용하여 구한  $y$ 와  $y_{proj}$ 의 관계를 살펴본 결과 굴절방지상자로 인하여 원관의 중심부근에서는 굴절의 영향이 거의 없고 벽면에 가까운 부분에서  $y$ 값과  $y_{proj}$ 값의 차이가 있으나 상대 오차값이 0.1%범위 내에 있다. 본 연구에서 채택한 굴절방지상자를 이용하면 굴절률의 보정없이 영상처리를 할 수 있음을 확인하였다.

#### 4. 원관내 비뉴턴유체의 맥동유동특성

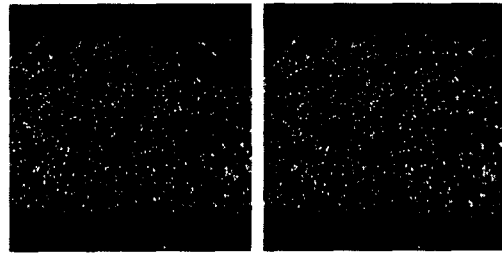
##### 4.1 정상유동

입자영상유속계 실험을 이용하여 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 정상유동특성을 구하였다. 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 정상유동특성을 비교하기 위하여 입자의 체적유량을 같게 하였다. 이때 뉴턴유체는 물을, 비뉴턴유체로는 혈액대용유체로 많



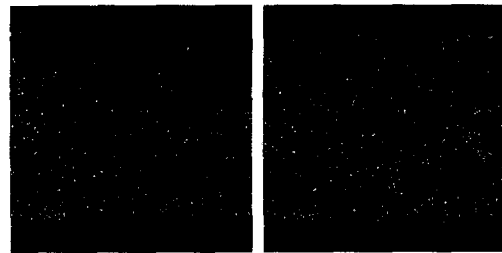
(a) 1st frame (b) 2nd frame

Fig. 6 Raw image maps for the steady flow of water



(a) 1st frame (b) 2nd frame

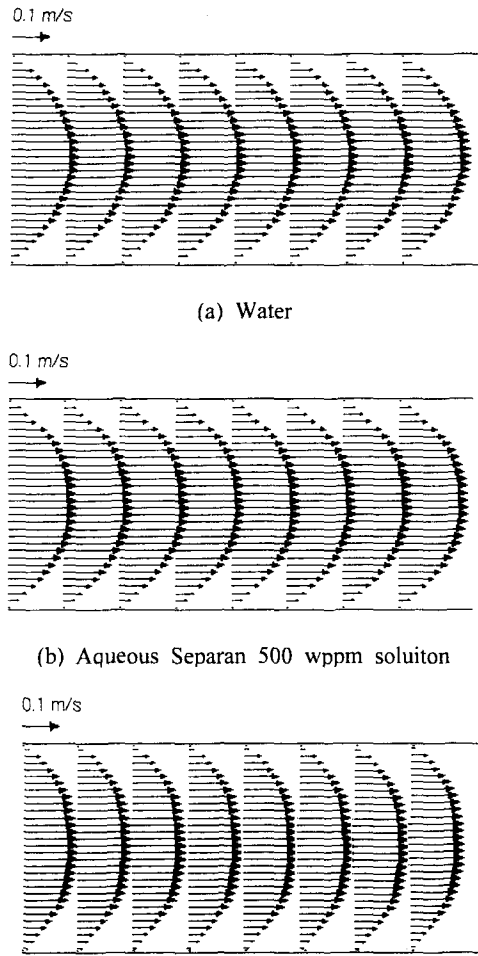
Fig. 7 Raw image maps for the steady flow of aqueous Separan 500 wppm solution



(a) 1st frame (b) 2nd frame

Fig. 8 Raw image maps for the steady flow of aqueous Separan 1000 wppm solution

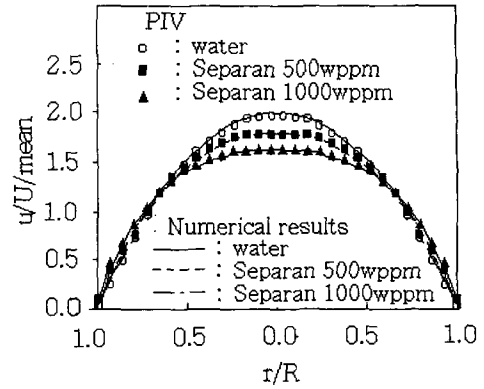
이 사용되는 Separan 500 wppm 수용액과 1000 wppm 수용액을 사용하였다. 원관내에 추종입자들을 주입하여 PIV 실험을 통해 미소시간간격( $\Delta t=33$  ms)을 가지는 두 프레임의 영상을 획득하였다. 추종입자는 예비실험결과에 따라 뉴턴유체와 비뉴턴유체 모두 송화가루를 이용하였다. Fig. 6 ~ Fig. 8은 입자영상유속계를 이용하여 획득된 뉴턴유체인 물과 비뉴턴유체인 Separan 수용액의 원관내 영상들이다.



(a) Water  
(b) Aqueous Separan 500 wppm solution  
(c) Aqueous Separan 1000 wppm solution  
**Fig. 9** Velocity vector maps for the steady flow of water and aqueous Separan solutions in the circular tube

획득된 영상은 계조치 상호상관법을 이용하여 Fig. 9와 같이 유동장내 속도벡터를 구하였다. 계조치 상호상관법을 적용하기 위한 격자수는 40×40이며, 탐색영역반경은 추종입자가 최대 이 동할 수 있는 픽셀수로 정하였다. 본 연구에서는 탐색영역반경은 여러 번의 실험을 통하여 15 픽셀로 정하였고 상관영역은 오류벡터의 수가 가장 적게 나타나는 24×24 픽셀로 하였다.

계조치 상호상관법으로 구한 x변위 성분과 y변 위 성분은 실제 유동장내의 크기로 환산해야 한 다. 1 픽셀의 크기는 실제 유동장내에서 가로×세



**Fig. 10** Comparison of the velocity profiles for the steady flow of water and aqueous Separan solutions

로가 0.04937 mm×0.05104 mm에 해당된다. 환산 된 변위 성분으로 속도벡터의 크기와 방향을 구 하였다. 구해진 속도벡터는 경계를 설정해서 원 관내의 속도벡터만 추출하고 오류벡터는 제거하 였다. 오류벡터를 제거하는 방법은 주위의 속도 벡터값들을 평균하여 크기와 방향을 비교한 뒤 일정범위를 넘는 속도벡터는 오류벡터로 간주하 여 제거하는 방법을 이용하였다.

이때 오류벡터가 존재했던 격자점에서의 속도 벡터는 주위의 값을 평균하여 대치시켰다. 그 다음 면적보간법을 이용하여 최종속도벡터를 구하 였다. Fig. 9의 순간벡터는 30장의 영상을 앙상블 평균하여 구한 결과이다. Fig. 9에서 보는 바와 같이 원관내 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 속도분포 는 완전히 발달된 유동형태를 나타내고 있다. 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 정상유동특성을 비교해 보면 비뉴턴유체인 Separan 500 wppm 수용액과 Separan 1000 wppm 수용액의 경우에는 중심선상 의 속도분포가 좀 더 평탄해지고, 벽면의 속도구 배가 뉴턴유체보다는 크게 나타난다. 이러한 현 상은 전단율이 작은 중심영역에서는 점성계수가 커져서 속도가 감소하고 벽면에서의 전단율은 중 심영역보다 크기 때문에 벽면에서의 속도구배가 뉴 턴유체의 경우보다 크게 된다.

뉴턴유체와 비뉴턴유체의 속도형상을 자세히 검토하기 위하여 반경방향의 속도값들을 평균속 도로 나누어 무차원화시켰다. PIV를 이용하여 구

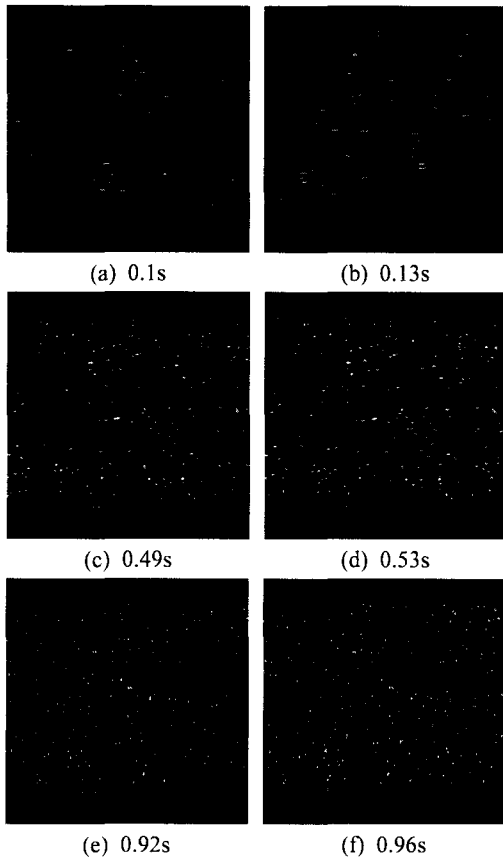


Fig. 11 Raw image maps for the pulsatile flow of water

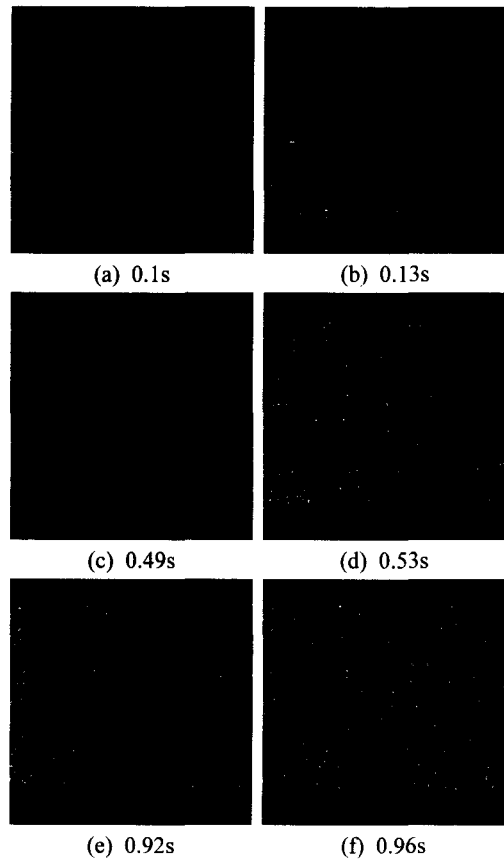


Fig. 12 Raw image maps for the pulsatile flow of aqueous Separan 500 wppm solution

한 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 결과 값들의 신뢰성을 검증하기 위하여 자체 제작된 FVM 코드로 2차원 수치해석하여 원관내 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 반경방향속도분포를 Fig. 10에 나타내었다. Fig. 10에서 보는 바와 같이 비뉴턴유체의 속도형상은 중심선 부근에서는 평탄하게 나타나고 벽면 부근에서는 뉴턴유체의 속도값들보다 크게 나타났다. PIV로 구한 속도벡터는 수치해석 결과와 아주 잘 일치하고 있음을 확인할 수 있다.

#### 4.2 맥동유동

본 연구에서는 PIV 실험을 통하여 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 맥동유동특성을 고찰하였다. Fig. 11과 12는 물과 Separan 500 wppm 수용액의 맥동유동의 순간영상을 나타낸 것이다. 이때, 체적유량은 30 ml이고, 맥동유동의 주기는 1 s이며, 수축/이완비는 50/50로 정하였다. Fig. 11(a), (b)와

Fig. 12 (e), (f)에서 볼 수 있듯이 수축기와 이완기의 유동형태가 완전하게 다를 수 있다. 수축기에는 입자의 이동거리(정상유동의 경우보다 약 10배)가 상당히 크고 입자의 궤적이 끌리는 현상이 발생된다. 이러한 현상 때문에 정상유동의 알고리즘을 이용하여 구한 속도벡터 값이 음(陰)의 값으로 계산되는 문제점이 발생한다. 그 이유는 2번째 영상의 탐색영역에서 첫 번째 탐색영역내의 입자는 사라져 버리고, 뒤따라온 입자를 첫 번째 영상에서의 그 입자로 간주하기 때문에 음의 속도벡터가 발생한다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여 맥동유동실험에서는 초고속 카메라와 광원을 원활히 단속할 수 있는 AOM(Acoustic Optic Modulator)과 같은 음향광학 장치를 이용한다. 그러나, 이러한 장비는 가격이 비싼 단점이 있다. 이에 대한 대안으로 시험부와 CCD카메라의 위치를 멀게 하는 방법과 영상처리

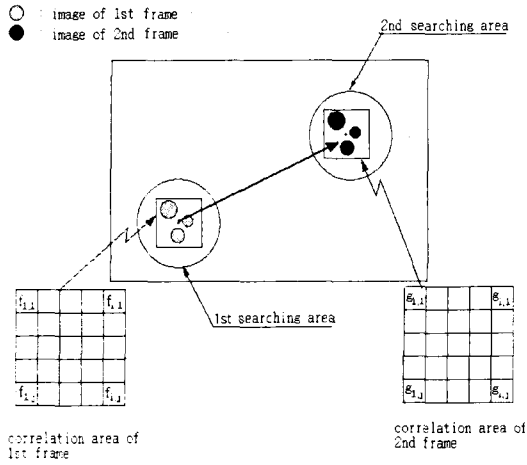
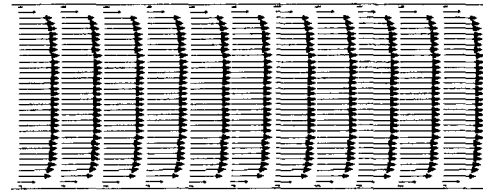
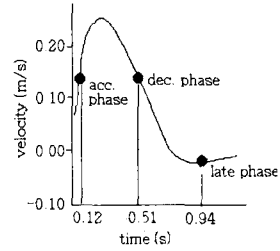


Fig. 13 Schematic of moving searching area algorithm

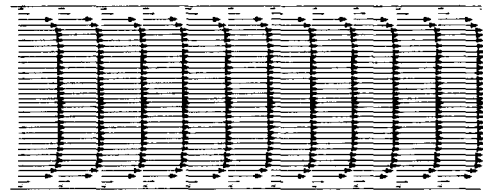
알고리즘을 정상유동의 경우와 다르게 하여 적용하는 방법이 있다.

CCD카메라와 시험부 사이의 거리를 멀게 하여 측정하는 방법은 공간해상도(spatial resolution)를 떨어뜨리는 문제점이 있다. 따라서, 본 연구에서는 맥동유동을 가시화할 수 있는 새로운 알고리즘을 개발하였다. 이 알고리즘의 원리는 1번째 영상과 2번째 영상의 상호상관계수를 계산할 때, 1번째 영상의 탐색영역과 2번째 영상의 탐색영역을 같게 하지 않고, 입자의 최대이동거리만큼 2번째 영상의 탐색영역을 이동시켜 1번째 상관영역내의 계조치와 두 번째 상관영역내의 계조치를 비교하여 최대상호상관계수를 구하는 방법이다. 이 알고리즘의 개략도는 Fig. 13과 같다. 본 연구에서는 이 알고리즘을 탐색영역이동 계조치상관법(MSA; Moving Searching Area for the Cross-Correlation Method)으로 명명하였다.

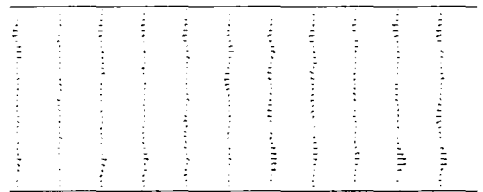
MSA 알고리즘을 맥동유동실험시 가속시의 경우만 적용하여 Fig. 14와 Fig. 15와 같은 속도벡터를 구할 수 있었다. 가속시와 감속시의 파형변화가 다르기 때문에 CCD카메라로 획득한 시간별 영상들에 상관영역과 탐색영역을 각각 다르게 적용하여야 한다. 본 연구에서 적용한 최적의 탐색영역과 상관영역은 50 픽셀과 40 픽셀이다. 정상유동의 경우보다 탐색영역과 상관영역을 조금 더 크게 하고, 최대이동거리를 10 픽셀정도 적게 적용하는 것이 좀 더 정확한 속도벡터를 얻을 수



(a) Acceleration phase (t=0.12s)



(b) Deceleration phase (t=0.51s)



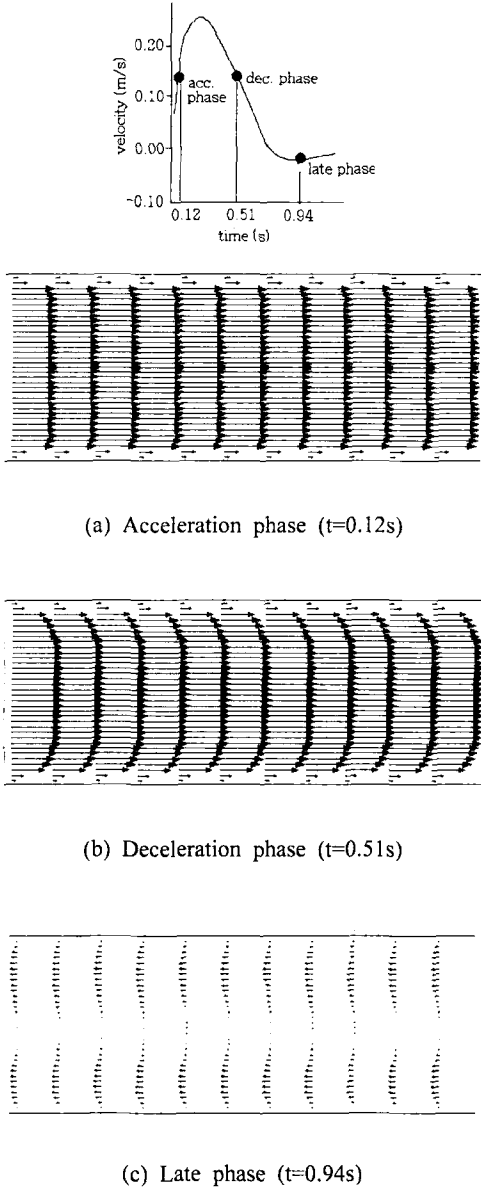
(c) Late phase (t=0.94s)

Fig. 14 Velocity vector maps for the pulsatile flow of water

있다. 최대이동거리를 정확하게 구할 수 없기 때문에 탐색영역과 상관영역을 맥동유동의 실제 적용에서는 적절하게 정할 필요가 있다. Fig. 14와 Fig. 15는 Range Validation 방법과 면적보간을 이용하여 구한 속도벡터이다.

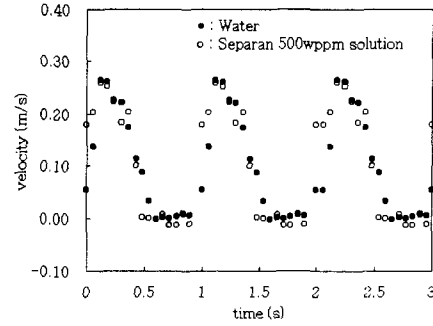
Fig. 14와 Fig. 15을 검토해 보면 맥동유동의 가속시에는 유동을 지속시키려는 관성력이 지배적으로 작용하므로 반경방향 속도분포는 평탄한 속도분포를 가지는 반면에 감속시에는 속도의 크기



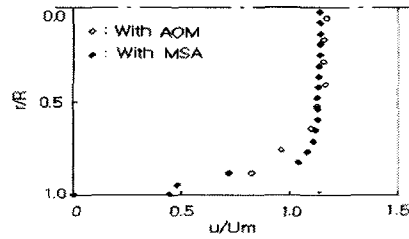


**Fig. 15** Velocity vector maps for the pulsatile flow of aqueous Separan 500 wppm solution

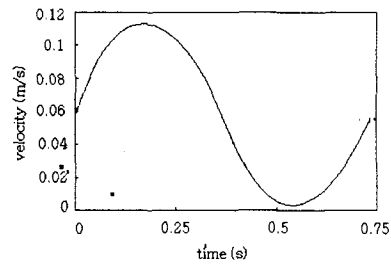
가 점점 줄어들면서 음의 속도분포를 가짐을 알 수 있다. 가속시에는 물과 Separan 수용액 모두 반경방향속도분포가 평탄하게 나타났고, 속도분포 결과가 유사함을 알 수 있다. 입구에서 속도가 커서 가속시에는 전단율이 커짐에 따라 뉴턴



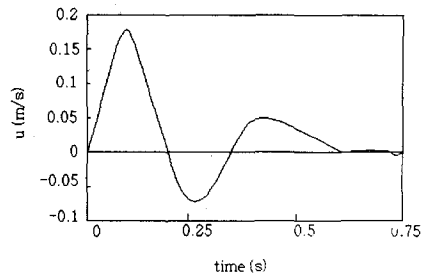
**Fig. 16** Velocity variations for water and aqueous Separan 500 wppm solution



**Fig. 17** Velocity profiles obtained by the PIV system using MSA algorithm and AOM system



**(a) Pulsatile waveform**



**(b) Physiological waveform**

**Fig. 18** Pulsatile and physiological waveforms

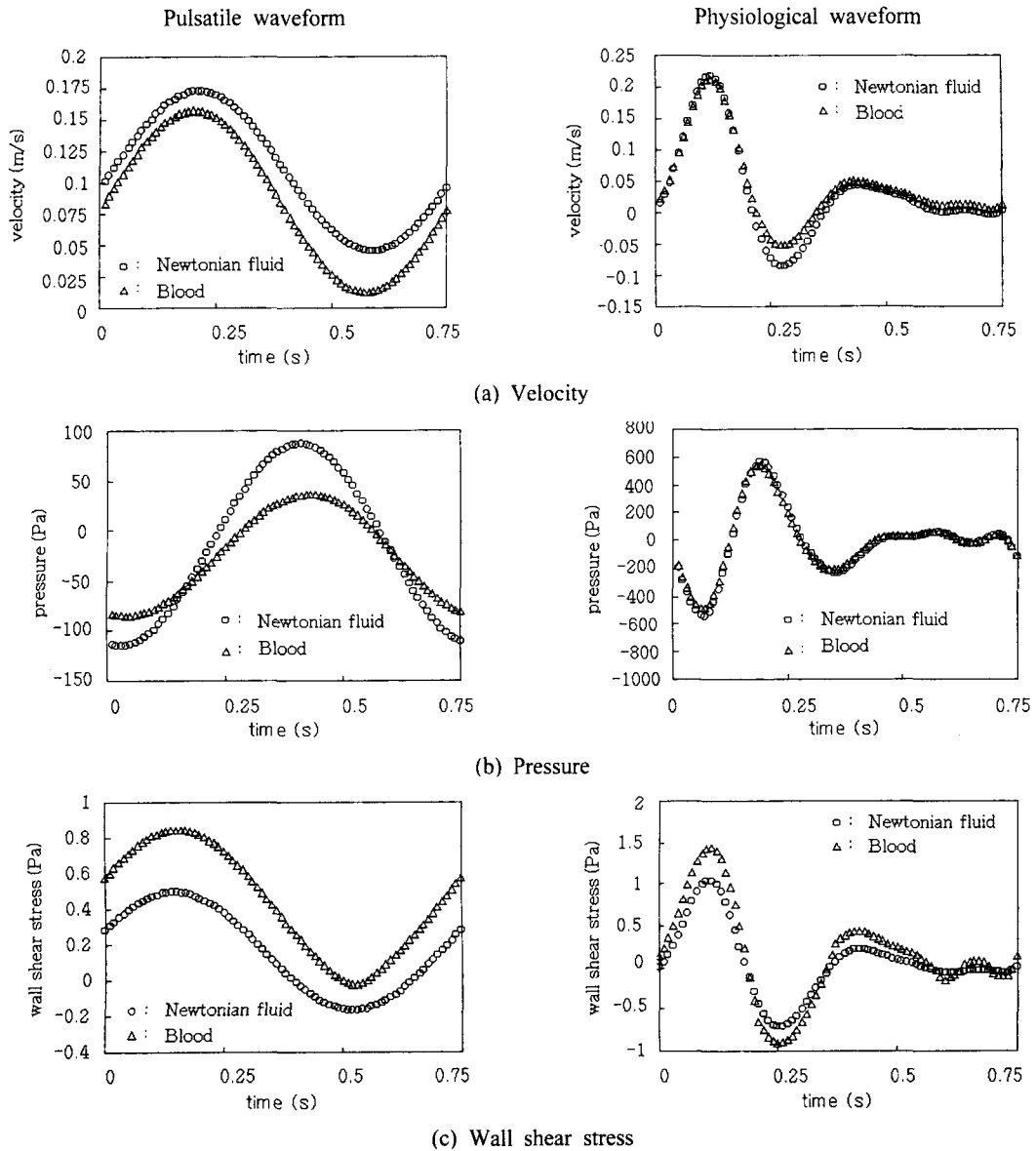


Fig. 19 Comparison of the flow characteristics for the pulsatile and physiological flows

유체와 비뉴턴유체의 유동현상이 유사하게 나타나는데 이는 가속시의 속도분포는 겔보기점성계수의 영향보다 관성력의 영향의 크기 때문인 것으로 판단된다. 그러나, 이완기의 속도분포를 비교해 보면 겔보기점성계수가 높은 Separan 수용액이 물보다 더 평탄한 속도분포를 보임을 알 수 있다. 이와 같은 현상을 Fig. 16에서 확인할 수 있다. Fig. 16에는 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 맥동파형의 변화를 나타내었다. 속도가 낮은 영역을 제외하고 속도파형의 변화는 유사하게 나타나고

있음을 알 수 있다.

이러한 결과들의 신뢰성을 검증하기 위하여 Fig. 17과 같이 AOM장치를 이용하여 측정된 결과와 MSA 알고리즘을 적용하여 얻은 결과를 비교하였다. Fig. 17은 맥동유동시 문제가 되는 경우인 가속시의 반경방향속도분포만 나타낸 것이다. Fig. 17에서 볼 수 있듯이 가속시 MSA 알고리즘을 적용하여 얻은 뉴턴유체의 중심선상 속도분포는 AOM으로 얻은 결과와 매우 잘 일치하며

MSA기법상 입자의 예상지점으로 입자를 이동시켜줌에 따라 발생하는 오차로 인하여 벽면에서 AOM의 결과와 약간의 오차가 있지만 전반적으로 잘 일치하고 있음에 따라 신뢰성이 검증되었다고 판단된다.

Fig. 16의 결과대로 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 혈관내 혈류특성이 유사하게 나타난다면 혈액을 뉴턴유체로 간주하여도 혈액유동해석이 가능해짐을 의미한다. 인체 혈관내 혈액유동문제를 해석하는데 있어서 굳이 실험하기 까다롭고, 수학적 모델링이 어려운 비뉴턴유체로 인체 혈관내 혈액유동을 해석하지 않고 물, 설탕물과 글리세린과 같은 뉴턴유체로 사용하여도 된다는 주장을 뒷받침하는 것으로 보인다. 혈액을 뉴턴유체로 간주하여 혈액유동특성을 해석해도 되는가에 대한 의문점을 해결하기 위하여 Fig. 18과 같이 구배가 다른 두가지 속도파형을 가지고 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 유동특성을 수치해석하여 비교 검토하였다. Fig. 18의 (a)는 맥동파형이 단순한 사인파형이고, (b)는 복잡한 인체내 하지혈관에서의 맥동파형이다.

Fig. 18과 같은 입구파형으로 수치해석한 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 속도, 압력, 벽면전단응력 변화를 Fig. 19에 나타내었다. 사인파형과 같이 속도구배가 완만한 경우에는 혈액과 뉴턴유체의 맥동유동특성은 아주 다르게 나타나고 있다. 또한 속도구배가 큰 경우에는 속도변화와 압력변화는 유사하게 나타나더라도 전단응력 변화는 다르게 나타남을 알 수 있다. 이러한 결과로 미루어 보아 속도가 낮은 층류영역에서는 반드시 비뉴턴유체로 혈액유동을 해석해야 됨을 확인 할 수 있다. 왜냐하면 대부분의 인체 혈관내 혈액유동은 상승대동맥(ascending aortic artery) 등 몇 곳을 제외하고는 속도가 작은 층류유동이다. 따라서, 혈액을 뉴턴유체로 간주하여 혈관유동을 해석하는 것은 혈액유동특성을 제대로 파악하지 못하는 오류를 범할 수 있음을 암시해 주고 있다.

### 5. 결 론

원관내 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 맥동유동특성을 PIV방법으로 통하여 얻은 결론은 아래와 같다.

(1) PIV를 이용하여 원관내 뉴턴유체와 비뉴턴

유체의 정상유동특성을 효과적으로 가시화할 수 있다.

(2) 맥동유동인 경우 가속시에는 유동을 지속시키려는 관성력이 지배적이므로 축방향 속도분포는 평탄하지만 감속시에는 속도의 크기가 점점 줄어들면서 벽면부근에서 음의 속도분포를 나타낸다.

(3) 맥동파형의 가속시에는 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 반경방향속도분포가 평탄하게 나타나고, 시간의 변화에 따른 속도분포 결과도 유사하게 나타난다.

(4) 맥동유동인 경우에는 가속시 문제를 해결하기 위하여 제조치상관법(MSA법) 알고리즘을 개발하였고, 이 결과는 AOM의 결과와 잘 일치하였다. 따라서, 이를 맥동유동장에 적용한다면 고가의 장비를 사용하지 않고도 맥동유동실험의 가시화가 가능하다.

(5) 속도구배가 비교적 완만한 파형의 뉴턴유체의 맥동유동특성은 혈액의 결과와 다른 결과를 나타내었지만, 속도구배가 급격한 맥동파형인 경우와 뉴턴유체와 혈액이 맥동유동특성이 유사하게 나타났다.

### 후 기

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구(R01-2000-00305)지원으로 수행되었음.

### 참고문헌

- (1) Banerjee, R. K., 1992, "A Study of Pulsatile Flows with Non-Newtonian Viscosity of Blood in Large Arteries," Ph. D. Thesis, Drexel University.
- (2) Cho, Y. I. and Kensey, K. R., 1989, "Effects of the Non-Newtonian Viscosity of Blood on Hemodynamics of Diseased Arterial Flows," *Advances in Bioengineering*, Vol. 15, pp. 147~158.
- (3) Nerem, R. M., 1992, "Vascular Fluid Mechanics, the Arterial Wall, and Atherosclerosis," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 114, pp. 274~282.
- (4) Kwon, C. H. and Kim, Y. H., 2001, "Fluid-Structure Interaction in the Axisymmetric Abdominal Aortic Aneurysm by Pulsatile Flow," *J.*

- Biomed. Eng. Res.*, Vol. 22, No. 1, pp. 59~68.
- (5) Shim, E. B., 2000, "Numerical Analysis of Flow in a Compliant Tube Considering Fluid-Wall Interaction," *J. Biomed. Eng. Res.*, Vol. 21, No. 4, pp. 391~401.
- (6) Adrian, R. J., 1991, "Particle-Imaging Techniques for Fluid Mechanics," *Annu. Rev. Fluid Mech.*, Vol. 23, pp. 261~304.
- (7) Suh, S. H., Choi, Y., Roh, H. W., and Doh, D. H., 1999, "Flow Analysis in the Bifurcated Duct with PIV System and Computer Simulation," *Trans. of KSME (B)*, Vol. 23, No. 1, pp. 123~180.
- (8) Doh, D. H., and Choi, S. H., Hong, S. D., Baek, S. T., Kobayashi, T., and Saga, T., 1998, "Quantitative Real Time Measurement of an Acoustic Energy Flow by PIV," *VSI-SPIE98*, pp. 268~269.
- (9) Ni, X., Liu, S., Joyce, M. J., and Grewal, P. S., 1995, "A Study of Velocity Vector Profile and Strain Rate Distribution for Laminar and Oscillatory Flows in a Baffled Tube Using Particle Image Velocimetry," *Journal of Flow Visualization and Image Processing*, Vol. 2, pp. 135~147.
- (10) Nichols, W. W. and O'Rourke, M. F., 1990, *McDonalds' Blood Flow in Arteries*, 3rd Ed., Lea & Febiger, Philadelphia, pp. 398~420.
- (11) Biro, G. P., 1982, "Comparison of Acute Cardiovascular Effects and Oxygen Supply Following Haemodilution with Dextran, Stroma-Free Haemoglobin Solution and Fluorocarbon Suspension," *Cardovascular Res.* 16, pp. 194~204.
- (12) Skalak, R., Keller, S. R., and Secomb, T. W., 1981, "Mechanics of Blood Flow," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 103, pp. 102~115.
- (13) Suh, S. H., Yoo, S. S., and Roh, H. W., 1994, "Numerical Analysis of Branch Flows for Newtonian and Non-Newtonian Fluids," *Trans. of KSME* Vol. 18, No. 10, pp. 2762~2772.
- (14) Lowe, M. L. and Kutt, P. H., 1992, "Refraction Through Cylindrical Tubes," *Experiments in Fluids*, Vol. 13, pp. 315~320.