

〈 논문 〉

# 마이크로 채널내부 미세 협착 부위의 유동특성에 대한 실험적 연구

지 호 성\* · 이 상 준†

(2005년 9월 15일 접수, 2006년 2월 17일 심사완료)

## Experimental Study on Flow Characteristics in a Micro-stenosis Inside a Microchannel

Ho Seong Ji and Sang Joon Lee

**Key Words:** Micro PIV(마이크로 입자영상유속계), Stenosis(협착), Microchannel(마이크로채널)

### Abstract

Flow characteristics of DI water in a microchannel with a stenosis were investigated using a micro PIV system with varying flow rate. The width and depth of the PDMS micro-channel were  $100\mu\text{m}$  and  $50\mu\text{m}$ , respectively. To investigate flow characteristics in the micro-stenosis, the same experiment was carried out in a straight microchannel under the same flow rate. The measured mean velocity fields were almost symmetric with respect to the channel centerline. The experimental results are well agreed with the theoretical Hagen-Poiseuille profile. In the contraction part of the micro-stenosis, the oncoming flow is accelerated rapidly and the maximum velocity occurs at the throat, almost 4.99 time faster than that without the stenosis.

#### 기호설명

$NA$  : 개구수  
 $d_s$  : 회절한계를 지닌 입자의 크기  
 $d_p$  : 입자의 직경  
 $d_c$  : 입자의 유효직경  
 $M$  : 광학장치의 전체 배율  
 $n$  : 유체소자와 광학렌즈 사이의 굴절율  
 $Q$  : 공급유량 [ $\mu\text{l/h}$ ]  
 $X$  : 주유동 방향  
 $Y$  : 횡유동 방향  
 $W$  : 채널의 폭 [ $\mu\text{m}$ ]  
 $W_{\text{max}}$  : 채널의 최대 폭 [ $\mu\text{m}$ ]

$W_0$  : 직선 채널의 폭 [ $100\mu\text{m}$ ]  
 $W_s$  : 미세협착부위의 폭 [ $20\mu\text{m}$ ]  
 $U$  : 주유동 방향 속도 [ $\text{mm/s}$ ]  
 $U_{\text{max}}$  : 각 위치에서의 최대 속도 [ $\text{mm/s}$ ]  
 $U_{0,\text{max}}$  : 직선채널에서의 최대속도 [ $\text{mm/s}$ ]  
 $\lambda$  : 광원의 파장  
 $\theta$  : 렌즈 구경에 내재하는 반각

### 1. 서론

다양한 병리적 현상과 생리학적인 요인에 의하여 혈관의 직경이 갑작스럽게 감소하는 협착이 발생한다. 협착은 대부분 분지관 주위에서의 유체역학적 특성에 기인하거나 혈중 콜레스테롤이 동맥벽에 부착하고 이에 따라 백혈구 등에 의한 foam cell을 형성하기 때문에 발생한다.<sup>(1)</sup> 그리고 본 연구에서 다루고자 하는 세동맥에서의 협착은 안구 내의 미세혈관에서 많이 발생하

† 책임저자, 회원, 포항공과대학교 기계공학과  
 E-mail : sjlee@postech.ac.kr  
 TEL : (054)279-2169 FAX : (054)279-3199  
 \* 회원, 시스템 바이오 디나믹스 연구센터, POSTECH

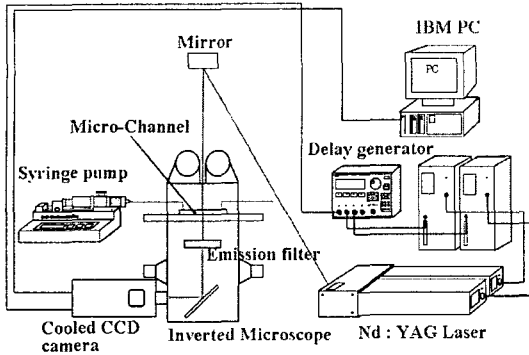


Fig. 1 Experimental setup of with a micro PIV system

며, 주로 근육의 수축이나 혈관염에 기인하며 혈압변화에 많은 영향을 미치는 것으로 알려져 있다.<sup>(2)</sup> 이와 같은 협착(stenosis)부위에서의 혈류유동의 유체역학적 특성에 대한 정보는 순환기 질환을 치유하는데 있어서 매우 중요하다.<sup>(3)</sup> Siouffi 등<sup>(5)</sup>은 관의 절반이 막힌 50% 협착을 지나는 유동에 대해 초음파 센서를 이용하여 속도분포를 측정하였다. 그리고 Suh 등<sup>(8)</sup>과 Sohn 등<sup>(9)</sup>은 수치해석적 방법으로 협착이 있는 혈관내부 혈류유동에 대하여 맥동유동 특성과 압력손실계수 변화를 연구하였다. 그동안 협착을 지닌 혈관내부의 유동구조 및 혈액거동에 대한 연구가 수행되었으나, 미세협착(micro-stenosis)에 대한 연구는 아직까지 미흡한 실정이다.

단순한 미세혈관 내부를 흐르는 혈류 유동특성에 대한 연구들이 체내(*in-vivo*) 및 체외(*in-vitro*) 실험을 통하여 이루어졌다.<sup>(6)</sup> Ko<sup>(7)</sup> 등은 미세(micro) 튜브 내에서의 혈장 유동과 증류수의 유동특성을 비교하였다.

협착이 있는 혈관에서의 혈액유동에 대한 연구는 측정기법의 한계로 인하여 대부분 수치해석적으로 수행되었으며, 왜냐하면 혈액은 non-Newtonian 유체로 점성유체와 달리 유동 특성이 복잡하고 혈구의 존재로 인해 속도측정에 어려움이 따르기 때문이다. 미세혈관에 대한 연구는 협착이 존재하지 않는 경우에 대한 것이 대부분이다.

따라서 본 연구에서는 미세협착을 가진 마이크로 채널 내부를 흐르는 혈류유동의 유체역학적 특성을 해석하기 위한 연구의 선행연구로서,

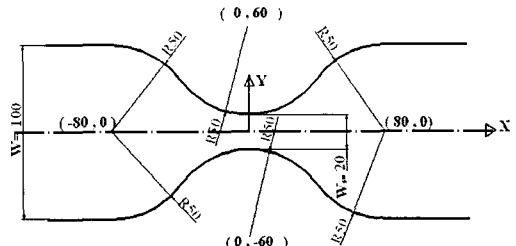


Fig. 2 Schematic diagram of a micro-stenosis in a micro-channel (unit:  $\mu\text{m}$ )

미세 협착부위를 지나는 증류수의 유동특성을 Micro-PIV 기법을 적용하여 유체역학적 특성을 연구하고자 한다. 본 연구를 통하여 얻게 되는 실험결과들은 미세 협착을 지나는 혈류의 유체역학적 특성을 연구하는데 필요한 기초자료로 활용할 수 있을 것이다.

## 2. 실험장치 및 방법

Fig. 1은 미세협착이 있는 마이크로 채널 내부의 유동특성을 관찰하기 위한 실험장치의 개략도를 나타낸 것이다. 실험장치는 2 head Nd:YAG 레이저, 도립형 광학현미경, 12bit cooled CCD 카메라, 그리고 정량적으로 유량을 공급하는 시린지 펌프로 구성되어 있다.

Fig. 2는 실험에 사용되어진 마이크로 채널의 형상을 나타낸 것이다. 채널의 재질은 PDMS이며 단면적의 축소비율을 나타내는 협착도(severity)는 80%이다. 채널의 치수 및 좌표의 단위는  $\mu\text{m}$ 이다. 채널의 직선부위와 협착의 폭은 각각  $100\mu\text{m}$ ,  $20\mu\text{m}$  이고 채널의 깊이는  $50\mu\text{m}$ 이다.

작동유체인 증류수에 형광입자를 800:1로 혼합하였다. 그리고 도립(*inverted type*)현미경에 63배 배율의 대물렌즈를 사용하였다. 이 대물렌즈의 개구수(numerical aperture : NA)와 작동거리(*working distance* :WD)는 각각 1.25와 0.1mm이다.

유량 변화에 따른 미세 협착부위에서의 유체역학적 특성변화를 보기 위하여 유량을  $Q=50\mu\text{l/h}$ ,  $100\mu\text{l/h}$ ,  $150\mu\text{l/h}$ 로 변화시켰다. 미세협착부위에서는 유속이 증가한다. 이점을 고려하여 두장의 입자영상 사이의 시간간격을 설정할 때 입자의 이동거리가 약 8~13픽셀/프레임 되도록 하였다.

Table 1 Experimental conditions and comparison of experimental results

Flow rate ( $\mu\text{l/h}$ )	Channel shape	Time interval $\Delta T(\mu\text{s})$	pixels/frame	Theoretical max. vel. (mm/s)	Experimental max. vel. (mm/s)	Reynolds number (width)	Reynolds number (depth)
50	Straight	700	12	5.56	5.66	0.28	0.14
	$\mu$ -stenosis	100	8	27.78	28.16	0.28	0.69
100	Straight	250	9	11.12	11.62	0.57	0.28
	$\mu$ -stenosis	70	11	55.56	57.98	0.57	1.39
150	Straight	140	10	16.66	17.28	0.83	0.42
	$\mu$ -stenosis	50	13	83.34	86.68	0.83	2.08

비교를 위하여 협착이 없는 폭이  $100\mu\text{m}$ 인 직선 채널에 똑같은 유량조건에 대하여 실험을 수행하였다. 이 경우에도 9~12픽셀/프레임의 입자이동을 얻도록 시간간격  $\Delta T$ 를 설정하였다. 취득한 영상은  $1280 \times 1024$  pixels의 해상도를 가지며, 관측창의 크기는 약  $210\mu\text{m} \times 168\mu\text{m}$ 이다. 따라서 1픽셀은  $0.164\mu\text{m}$ 에 상응한다. 실험조건과 실험결과를 요약하여 Table 1에 나타내었다. 취득한 입자영상에 상호상관기법을 적용하여 속도장을 구하였다. 취득한 순간속도장 결과에서 에러백터를 제거한 후 이들을 앙상블 평균하여 평균 속도장 결과를 얻었다. 이때 미소조사구간 (interrogation window)의 크기는 채널의 형상을 고려하여  $128 \times 32$  pixels로 설정하였다. 실험에서 협착부위를 지날 때의 속도변화를 상세히 관찰하기 위하여 주유동방향으로 20개, 채널의 축방향으로 64개의 그리드(grid)를 설정하였다. 에러백터는 후처리 프로그램을 이용하여 제거하였으며, 그 자리에는 인근의 속도백터들을 보간하여 산출하였다. 그리고 평균속도 산출시 700장의 화상데이터 즉, 350개의 순간속도장을 평균하였다.

### 3. 결과 및 고찰

#### 3.1 형광입자의 광학적 특성

추적입자로써는  $1\mu\text{m}$  직경의 형광입자를 사용하였다. 이때 광학현미경의 대물렌즈 등 광학적 특성에 의하여 실제 입자의 크기에 비해 크게 표현되어 질 수 있으므로 입자 특성에 대한 정

보가 매우 중요하다. 광학적 특성을 고려한 입자의 유효직경에 대한 값은 다음의 계산식에 의하여 산출되어진다.<sup>(4,10)</sup>

$$d_e = [M^2 d_p^2 + d_s^2]^{1/2} \quad (1)$$

여기서,  $d_p$ 는 실제 형광입자의 직경을 나타내고,  $d_s$ 는 회절한계를 지닌 점원의 크기를 나타내며 다음과 같이 표현되어진다.

$$d_s = 2.44(M+1) \frac{\lambda}{2NA} \quad (2)$$

여기서,  $M$ 은 광학적 전체 배율로 본 실험의 경우 63배이며, 광원의 파장은 약  $532\text{nm}$ 이다.  $NA$ 는 렌즈의 개구율로  $NA = n \sin\theta$ 로 표현되어진다. 이때  $n$ 은 대물렌즈와 유체소자 사이의 굴절율을 나타내며,  $\theta$ 는 실험에 적용한 대물렌즈의 굴절 반각으로 그 값이 1.25이다. 그러므로 본 실험에 적용한  $d_s$ 값은 약  $33\mu\text{m}$ 이다. 따라서 입자의 유효직경  $d_e$ 는 식 (1)에 의해 계산되어 질 수 있으며, 그 값은 약  $71\mu\text{m}$ 이므로 PIV 속도장 측정에 문제가 없는 것으로 나타났다.

#### 3.2 미세 직관채널 내부의 속도분포

Fig. 3은 유량조건이  $Q=100\mu\text{l/h}$ 인 경우에 대한 직선형상의 마이크로 채널 내부의 평균속도 분포를 나타낸 것이다. 평균속도분포는 채널중심을 기준으로 대칭적인 형상을 지니고 있다.

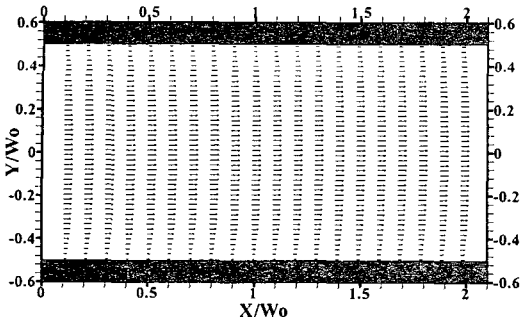


Fig. 3 Mean velocity field at straight micro channel in the case of  $100\mu\text{l/h}$  as flow rate

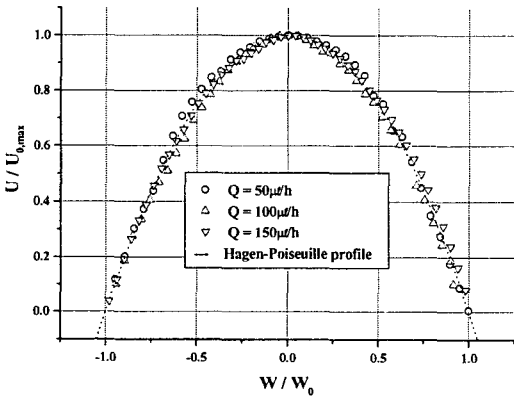


Fig. 4 Comparison of nondimensional velocity profiles

그리고 채널의 벽면에서는 속도가 거의 0이며, 채널의 중심에서  $11.62\text{mm/s}$ 의 최대속도를 가지며, 순간속도장을 통계처리 한 결과 표준편차는 채널의 중심영역에서 약 0.42%, 그리고 벽면근처에서 약 0.92%의 값을 가지는 것으로 나타났다.

Fig. 4는 마이크로채널의 길이방향으로 중심영역에서 축방향 속도분포를 추출하여 나타낸 것이다. 길이는 채널의 폭으로 무차원화 하였으며, 속도성분은 각각의 실험조건에서 구한 최대속도를 기준으로 무차원화 하였다. 유량조건에 상관없이 속도분포는 채널의 중심축을 기준으로 대칭이며 이론적인 Hagen-Poiseuille 속도분포와 잘 일치하고 있음을 확인할 수 있다.

### 3.3 미세 협착 부위에서의 속도분포

Fig. 5는 미세협착부위를 지나는 유동의 입자영상을 나타낸 것이다. 이것으로부터 형광입자가 미세협착부분을 포함하는 채널 전체에 고르

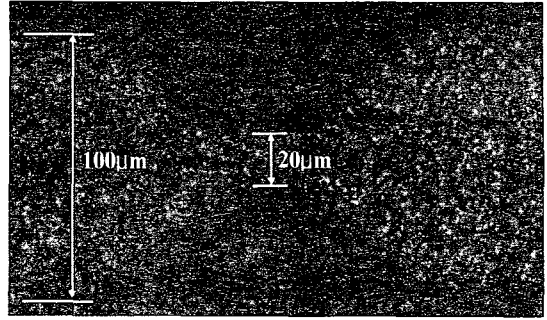


Fig. 5 Flow image of fluorescent particles inside the micro stenosis

게 분포되어 있음을 확인할 수 있다. 연속으로 취득한 두 장의 입자영상을 확인하여 본 결과 미세협착부분에서 최대속도를 가지며, 입자의 이동거리는 8~13픽셀/프레임이다.

Fig. 6은 세 가지 다른 유량에 대하여 미세협착부분에서 취득한 속도분포를 나타낸 것이다. 각각의 유량조건에 대하여 채널 중앙에서 최대속도를 가지며 채널 중심축을 기준으로 거의 대칭적인 속도분포를 가지고 있음을 확인할 수 있다. 유량조건에 상관없이 세 가지 경우 모두 미세협착의 입구부위에 가속되면서 유속이 급격히 증가하며, 목(throat)부분에서 최대값을 가진 후 하류로 나아감에 따라 채널 폭이 넓어져 유속이 급격히 감소하고 있다. 그리고 속도장 결과로부터 유선이 미세협착의 형상을 따라 형성되는 것을 확인할 수 있다.

Fig. 6(a)는 유량조건  $Q=50\mu\text{l/h}$ 에서 취득한 미세협착부분에서의 평균속도분포를 나타낸 것이다. 미세협착 주위의 속도분포를 살펴보면 채널의 중심축을 기준으로 대칭적인 형상을 지니고 있으며, 채널 중심영역에서  $28.16\text{mm/s}$ 의 최대속도를 가졌다. Fig. 6(b)와 (c)는 유량조건  $Q=100\mu\text{l/h}$ 와  $Q=150\mu\text{l/h}$ 일 때 미세협착부분에서의 평균속도분포를 나타낸 것으로 채널 중심영역에서의 최대속도는 각각 약  $54.68\text{mm/s}$ ,  $86.68\text{mm/s}$ 이었다. 표준편차를 구한결과, 유량에 따라 차이는 있지만 채널 중심영역에서는 약 0.19~0.93%의 값을 가지며, 벽면근처에서는 0.53~1.37%의 약간 큰 값을 가졌다.

일부의 경우, 채널의 벽면에서 속도가 정확히 0을 나타내지 않는 것은 후처리과정에서 보간을

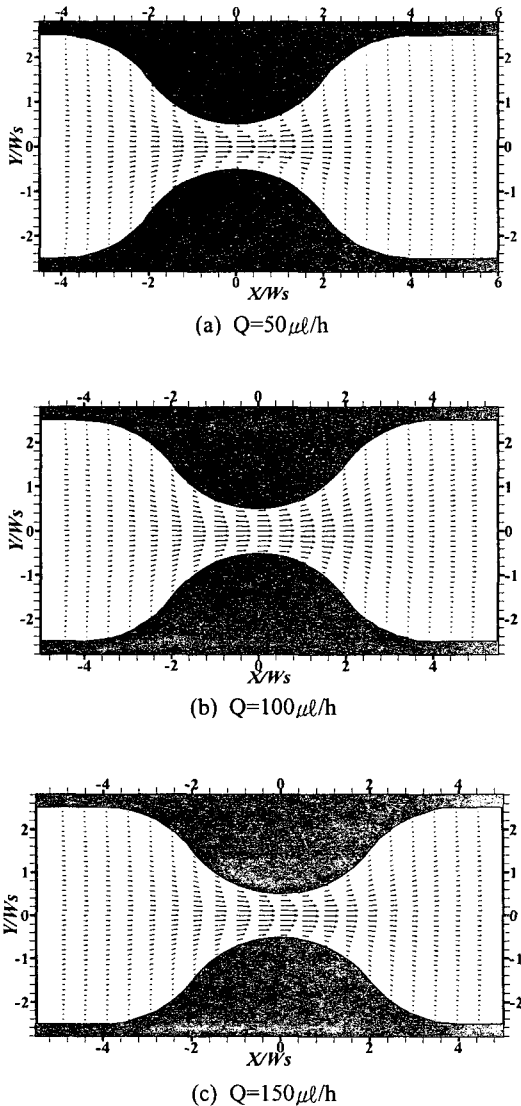


Fig. 6 Variation of mean velocity field

통하여 속도를 구하기 때문으로 생각되어진다. 즉 채널의 폭이  $100\mu\text{m}$ 인데 비하여 관측창의 폭 방향 길이가 약  $168\mu\text{m}$ 이므로 유체가 없는 채널의 바깥부분이 후처리 보간과정에서 채널 내부를 기준으로 속도성분이 보상되므로 아주 낮은 값이지만 정확히 0이 아닌 속도값을 가지는 것처럼 나타나게 된다.

Fig. 7은 마이크로채널의 중심영역에서의 축방향 속도성분을 추출하여 나타낸 것이다. 축방향의 속도성분을 미세협착의 폭을 기준으로 무차원화 하였으며, 속도성분은 각각의 실험조건

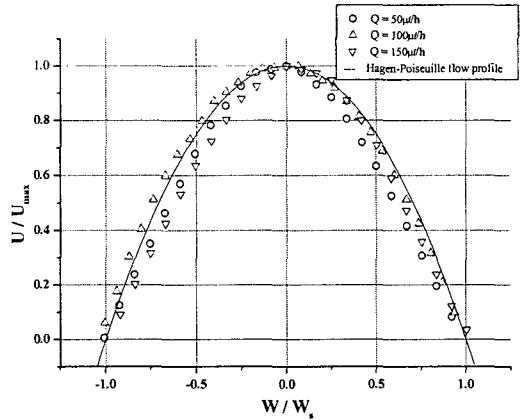


Fig. 7 Nondimensional velocity profiles at the throat of micro stenosis

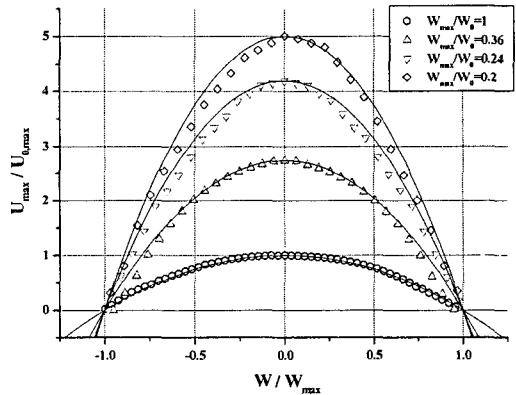


Fig. 8 Comparison of nondimensional velocity for cross sections

에 취득한 최대속도를 기준으로 무차원화 하였다. 채널의 중심을 기준으로 대칭적인 형상을 지니고 있는 것을 확인할 수 있다. 무차원화된 속도는 이론적인 값인 Hagen-Poiseuille 유동의 속도분포를 잘 따르는 것을 확인할 수 있다.

Fig. 8은 유량조건  $Q=100\mu\text{l/h}$ 일 때, 채널의 협착부위 각 단면에 대한 평균속도분포를 협착이 없는 폭  $100\mu\text{m}$  직선채널의 해당위치에서의 최대 속도값으로 무차원화하여 나타낸 것이다. 이때 채널의 폭은 각 측정 단면에서의 채널폭으로 무차원화 하였다.  $W_{\text{max}}/W_0=1$  위치는 채널의 직선 부분에 해당하며, 실선으로 표현한 Hagen-Poiseuille 유동의 속도분포를 잘 따르고 있다. 미세협착의 입구부( $W_{\text{max}}/W_0=0.36$ )에서는  $W_{\text{max}}/W_0=1$ 에 비하여 약 2.73배 증가하였다. 채

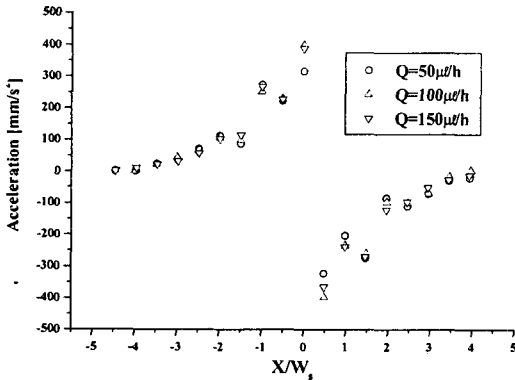


Fig. 9 Acceleration profile at center line of micro channel

널의 폭이 약  $24\mu\text{m}$ 로 76% 축소된 위치인  $W_{\text{max}}/W_0=0.24$  위치에서는 직선부위의 속도에 비해 약 4.14배 증가하였다. 그리고 미세협착의 중심(throat)에서는 속도비가 협착이 없는 경우에 비해 약 4.99배 증가하였다.

Fig. 9는 마이크로 채널의 중심단면에서 유동이 가속 및 감속되는 정도를 나타낸 것이다. 채널의 직선부분에서 미세협착부분으로 나아갈수록 빠르게 가속되어지는 현상을 관찰할 수 있으며, 특히  $X/W_s=-1$  부근에서 가속도는 급격하게 증가하고 있다. 그리고 미세협착의 중심위치에서 가속도는 최대값을 가진다. 협착의 중심을 지난 직후 구간에서는 급격히 감속된 후  $X/W_s=2$  이후 영역에서 완만히 감속하기 시작하여 직관채널과 만나게 되는  $X/W_s=4$ 위치에 이르게 되면 거의 정속 유동특성을 가짐을 알 수 있다.

Fig. 10은 유량  $Q=100\mu\text{l/h}$  조건에서 협착부위의 주요 단면에서 획득한 전단을 분포를 나타낸 것이다. 미세협착의 중심으로 나아갈수록 전단율은 증가하며, 각 단면에서 벽면 가까이 접근할수록 전단율은 커지며, 벽면에서 최대값을 가진다. 협착 부위의 벽면을 따라 증가하는 전단율은 여기를 지나는 혈구와 거동에 영향을 미칠 것으로 추정할 수 있다. 이러한 내용을 밝히기 위해 미세협착을 지나는 혈구들의 거동에 대한 체계적인 연구가 필요하다.

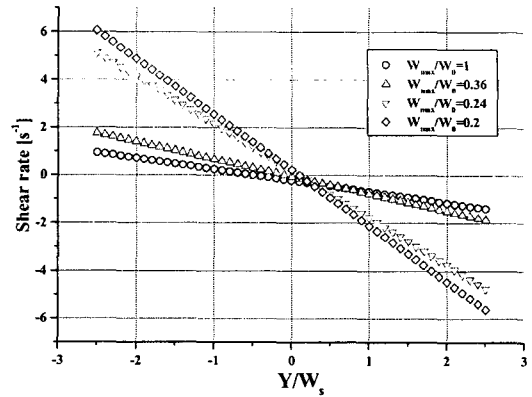


Fig. 10 Shear rate profile according to the cross section

#### 4. 결론

80% 협착이 있는 마이크로 채널 내부를 흐르는 증류수 흐름에 대한 유체역학적 특성을 유량을 변화시키면서 마이크로 PIV기법으로 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

(1) 미세협착을 지나는 유동의 유체역학적 정보를 마이크로 PIV기법을 이용하여 정확하게 측정할 수 있었으며, 측정결과를 통계처리 한 결과 0.19~1.37%의 편차값을 지녔다.

(2) 채널 내부 흐름의 속도장 정보로부터 각 단면에서의 무차원화된 속도분포를 추출하여 이론값과 비교한 결과, 채널의 폭이 감소함에 비례하여 속도는 증가하며 이론값과 매우 잘 일치하고 있다.

(3) 미세협착의 중심으로 나아갈수록 전단율은 커지며 협착의 중심위치에서 최대값을 가진다. 그리고 채널 중심축에서 벽면방향으로 나아갈수록 전단율은 Newton 유체의 선형적 증가특성을 가진다.

#### 후 기

이 논문은 과기부(과학재단)에서 지원한 시스템바이오다이내믹스 국가핵심연구센터의 연구 결과물입니다.

참고문헌

- (1) Srivastava, V.P. and Saxena, M., 1996, "Suspension Model for Blood Flow Through Stenotic Arteries with a Cell-free Plasma Layer," *Mathematical Biosciences*, Vol. 139, pp. 79~102.
- (2) Kim, N.J., Yoon, B.W., Chung, H. and Yoon, H.G., 2003, "Retinal Blood Flow Measurement in Patients with Unilateral Internal Carotid Artery Obstruction," *Journal of Korean Ophthalmology Society*, Vol. 44, pp. 663~668.
- (3) Baskurts, O.K. and Meiselman, H., 2003, "Blood Rheology and Hemodynamics," *Semina in Thrombosis and Hemostasis*, Vol. 29, pp. 435~450.
- (4) Olsen, M.G. and Adrian, R.J., 2000, "Out-of-focus Effects on Particle Image Velocimetry and Correlation in Microscope Particle Image Velocimetry," *Experiments in Fluids*, Vol. 29, pp. 166~174.
- (5) Siouffi, M., Deplano, V. and Pelissier, R., 1998, "Experimental Analysis of Unsteady Flow Through a Stenosis," *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, pp. 11~19.
- (6) Sugii, Y., Nishio, S. and Okamoto, K., 2002, "In vivo PIV Measurement of Red Blood Cell Velocity Field in Microvessels Considering Mesentery Motion," *Physiological Measurement*, Vol. 23, pp. 403~416.
- (7) Ko, C.S., Yoon, S.Y, Ji, H.S. and Kim, K.C., 2004, "Measurement of Plasma Flows in Micro-tube/channel Using Micro-PIV," *Tran. of the KSME(B)*, Vol. 28, pp. 587~593.
- (8) Suh, S.H., Yoo, S.S. and Chang, N.I., 1996, "A Study on the Pressure Loss Coefficient of Non-Newtonian Fluids in the Stenotic Tubes," *Tran. of the KSME(B)*, Vol. 20, pp. 1603~1612.
- (9) Sohn, J.L., Joo, S.W., Suh, S.H. and Shim, E.B., 2002, "Pulsatile Flow in the Artery with Stenosis," *Tran. of the KSME(B)*, Vol. 26, pp. 39~44.
- (10) Jung, E.H. and Kim, K.C., 2005, "Principle and Application of Micro PIV," *Journal of the Korean Society of Visualization*, Vol. 3, pp. 36~42.