

표면조도를 가진 미세 채널 내부의 혈액유동 특성 연구

김동균*, 김국배**, 박철우*, 김규만*, 신세현*, 이상준**

1. 서 론

혈류유동으로 대표되어지는 생체 유동에 관한 관심은 최근 들어 생명공학 기술의 발전과 더불어 유체공학분야에서도 많은 주목을 끌고 있다. 혈류는 인체의 순환계를 통해 산소, 영양분, 호르몬 및 신진대사의 노폐물을 운반하는 기능을 수행하고 있다. 그리고 특히 pH 조절, 세포 조직 사이에 있는 이온의 구성, 독소와 병원균으로부터 방어, 체온 유지 등 여러 중요한 역할을 수행하기 때문에 혈관 내 유동의 세부적인 이해는 요즘 혈류동역학 혹은 혈액학과 유체역학 분야의 관점에서 볼 때 매우 중요하게 여겨진다(Martini, 1989)⁽¹⁾. 그러나 혈류는 비뉴톤적 유체이고, 동맥 혈관 내의 적혈구 및 혈소판 등이 포함된 나상을 이루고 있다. 또한 혈액유동은 심장 박동에 따라 매우 복잡한 맥동유동구조를 가지기 때문에 혈류를 정확히 계측하기는 쉽지 않다. 이러한 다양한 혈류역학적 특성 때문에 특히 생체 안에서의 경우, 즉 *in vivo*에서의 실험적 연구는 매우 어려운 실정이며, 주로 수차적 해석 연구가 수행되어져 오고 있다^(2,3). 특히 미세한 크기의 혈관 내 전체 유동장을 LDV나 초음파 유량계와 같은 한 지점 위치 속도 측정 장치로는 측정하기가 쉽지 않다. 따라서 대부분의 유동가시화 방법들은 단지 정량적인 유동 특성 정보를 주고 있다.

최근 들면서는 컴퓨터, 광학 및 디지털 영상 처리 기술의 급격한 발전으로 인해 순간 속도장을 측정할 수 있는 입자영상유속계(PIV)기술이 이용되어져 오고 있으며 PIV 기법은 믿을 만한 속도장 측정 기술로 받아들여져 오고 있다⁽⁴⁾.

본 연구의 목적은 적혈구와 같은 혈구가 포함된 혈액 유동이 마이크로 크기의 표면조도가 설치된 미세 채널 내부를 흘러갈 때의 혈류역학적 유동 특성을 파악하고 그 실험적 기법을 구축하고자 한다.

2. 실험 장치 및 방법

먼저 미세 채널 내를 흐르는 혈류유동 자체의 움직임을 관찰하기 위하여 초당 1000프레임의 영상 취득이 가능한 고속 카메라를 사용하여 미세 채널 내의 혈구 등의 움직임을 가시화하였다. 또한 본 연구에서는 기존의 2-프레임 상호상관 방식의 PIV 기법을 마이크로 모데인에 적용하여 미세 채널 내의 속도장을 정량적으

로 측정하였다.

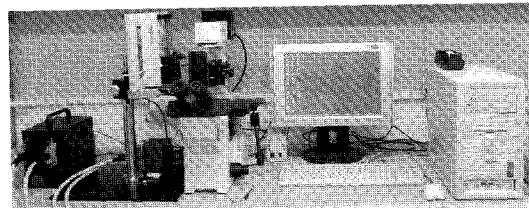


Fig. 1 유동가시화 및 PIV 속도장 측정 시스템

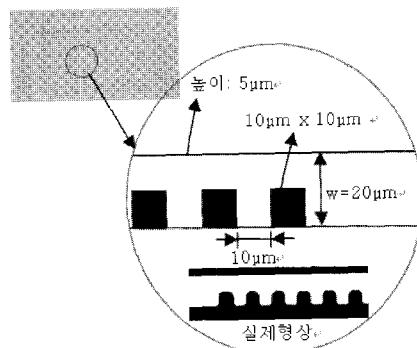


Fig. 2 PDMS로 제작된 미세채널의 형상과 치수

Fig. 1은 본 연구에 사용된 inverted-type 마이크로 스크로프와 속도장 측정을 위한 마이크로 PIV 시스템의 구성을 보여준다.

유동이미지는 100배의 대물렌즈로써 확대하였고 탐색창의 크기는 1024 x 128과 512 x 256 픽셀이나. 그리고 본 연구에서는 3차증류수(de-ionized water)와 혈액을 작동 유체로 사용했다. 먼저 시간별 유동장 변화를 가시화하기 위하여 초당 1000장의 순간 영상을 취득하였다. 또한 평균속도장 측정에서도 동일하게 영상을 취득한 후 적절한 픽셀이동량을 고려하여 시간 간격별로 수백장의 입자 영상을 제 정리하고 양상을 평균하여 속도장 분포를 구하였다. 그리고 혈액의 경우, 보다 선명한 유동 이미지를 얻기 위해 전혈에 단지 순수 혈장만을 첨가해서 혈액의 해마토크리트를 25%로 조절했다. 주사기 펌프는 미세 채널의 중간 높이에서 $U_m = 90 \mu\text{l}/\text{hr}$ 의 속도로 주어진 평균압력을 유지하였다.

Fig. 2는 PDMS(polydimethylsiloxane)로 제작된 미세 채널의 실제 모습과 채널 중심의 유통불통한 형태

* 경북대학교 기계공학부

** 포항공과대학교 기계공학과

의 표면 조도가 있는 통로 형태를 보여주고 있다. 미세 채널의 폭은 $20\mu\text{m}$ 이고 높이는 $5\mu\text{m}$ 이며 표면조도의 크기는 $10\mu\text{m} \times 10\mu\text{m}$ 이고 사각 형태의 돌출형태를 가진다.

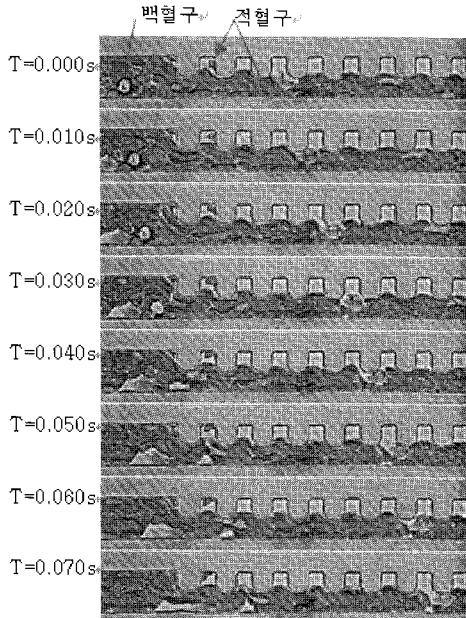


Fig. 3 미세 채널 내의 혈류 유동가시화($w=20\mu\text{m}$)



Fig. 4 미세 채널 내의 평균속도장 분포(DI water)

3. 결과 및 고찰

Fig. 3은 미세 채널 내부에서의 혈액 세포의 움직임을 나타낸 결과로서 시간간격 $\tau=10\text{msec}$ 으로 변화하는 혈액 유동을 가시화 하였다. 이 유동 이미지로부터 대부분의 혈구들이 미세 채널 표면을 따라 형상을 변화시켜가며 움직이고 있음을 볼 수 있다. 그러나 표면조도의 움푹한 계곡 부위로는 혈구들이 쉽게 들어가지 못하고 있음을 볼 수 있으며 또한 표면조도의 상부 언덕 주위에서 혈구들이 많이 모여서 통과하게 되어 상대적으로 혈구의 형상변화가 더욱 강하게 나타나고 있다. 그리고 원형 모양을 가진 백혈구(WBC)와 양쪽이 오목한 형태를 가진 적혈구(RBC)의 모습을 화살선으로 표시하였다. 특히 적혈구의 경우는 혈구 자체의 독특한 원반형 형태와 탄력적 특성으로 인해 유동의 속도 기울기에 따라 형상이 변화하는 모습을 잘 나타내 주고 있다. 그러나 본 유동 영상에서는 혈구의 tank treading motion은 관찰할 수는 없었다. 3차 증류수인 DI water인 경우에는 형광 추적 입자들을 통해 취득한 유동장 이미지들이 선명하여 상대적으로 매우 깨끗한

평균 속도장 결과를 얻을 수 있었다(Fig. 4 참조).

반면 희석된 혈액의 경우에는 추적 입자의 영상으로부터 속도 벡터를 얻을 수는 있지만 추적입자와 적혈구 사이에서 적혈구가 많이 응집되고 격충되어 있어 이로 인해 유발되는 에러들이 크게 포함되어진다. 또한 나노 크기의 형광 입자는 적혈구와 혈장 등과 일정 시간 후에는 서로 응집되고 합쳐지는 현상을 나타내었으며 또한 미세 채널의 크기가 상대적으로 매우 작고 혈구의 수가 매우 많아서 정확한 속도벡터의 추출이 불가능하였다.

4. 결론

본 연구에서는 내부에 표면조도를 가지는 미세 채널 내의 혈류 유동을 마이크로 PIV 시스템을 이용하여 실험적으로 연구하였다. 또한 유동특성 측정은 동일한 실험 조건 하에서 DI water의 경우와 비교해 보았다. 이러한 결과는 혈액유동과는 정량적 결과는 다를 수 있으나 정성적 유동 형태와 혈액 유동에 대한 상대적 상관관계는 파악할 수 있었다. 유동가시화 실험으로부터 적혈구는 유동의 속도기울기에 따른 탄성 변형을 가지며 유동의 움직임에 따라 적혈구의 형태가 쉽게 변형되어짐을 알 수 있었다.

속도장측정 결과 DI water의 경우에는 깨끗한 추적 입자 영상을 취득할 수 있으므로 속도장 분포를 구하였으나, 혈액유동의 경우에 있어서는 혈액 내에 포함된 많은 혈구들과 나노 크기의 형광 추적 입자와의 화학적 응집과 혈구의 형상 변화로 인해 큰 삽입에러를 유발하여 속도 벡터의 추출이 어렵다. 따라서 보다 정확한 속도장을 얻기 위해서는 향후 더욱 향상된 방법과 꾸준한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

참고 문헌

- (1) Martini F. H., Fundamentals of Anatomy and Physiology, 1989, Prentice Hall, 641.
- (2) Baaijens J. P.W., Van Steenhoven A.A. and Janssen J. D., 1993, "Numerical Analysis of Steady Generalized Newtonian Flow in a 2D Model of the Carotid Artery Bifurcation," *Biorheology*, Vol. 30, pp. 63-74.
- (3) Ballyk P. D., Steinman D.A. and Ethier C. R., 1994, "Simulation of Non-Newtonian Blood Flow in an end-to-side Anatomosis," *Biorheology*, Vol. 31, pp. 565-586.
- (4) Adrian, R. J., 1991, "Particle Imaging Techniques for Experimental Fluid Mechanics," *Annu. Rev. Fluid Mech.*, Vol. 23, pp. 261-304.