

〈 논문 〉

마이크로 PIV 를 이용한 미세튜브 내부 조류 혈액유동에 관한 실험적 연구

여창섭* · 지호성** · 이상준†

(2005 년 12 월 14 일 접수, 2006 년 9 월 14 일 심사완료)

Experimental Investigation on Flow Characteristics of Chicken Blood in a Micro Tube Using a Micro-PIV Technique

Chang Sub Yeo, Ho Seong Ji and Sang Joon Lee

Key Words : Blood Flow(혈액유동), Hemorheology(유변학), PIV(입자영상 유속계), Micro-tube(미세튜브), Chicken(닭)

Abstract

In order to investigate flow characteristics of chicken blood in a micro tube of 100 μ m in diameter, in-vitro experiments were carried out using a micro-PIV technique. The micro-PIV system consists of a microscope, 2-head Nd:YAG laser, 12 bit cooled CCD camera and a delay generator. Chicken blood with 40% hematocrit was supplied into a micro tube using a syringe pump. The blood flow shows clearly the cell free layer near the tube wall and its thickness is increased with increasing the flow speed. The hemorheological characteristics of chicken blood, including shear rate and shear stress were estimated from the PIV velocity field data obtained. Since the aggregation index of chicken blood is less than 50% of human blood, non-Newtonian flow characteristics of chicken blood are smaller than those of human blood. As the flow rate increases, the degree of flatness in the velocity profile at the center region is decreased and the parabola-shaped shear stress distribution becomes to have a linear profile. Under the same flow rate, chicken blood shows higher shear stress, compared with human blood.

기호설명

μ : 절대점도 [cP]
 μ_{app} : 겔보기점도 [cP]
 δ : 혈장층두께 [μ m]
 U : 속도 [mm/s]
 U_{max} : 최대속도 [mm/s]
 H_{cr} : 헤마토크릿 [%]
 R : 튜브반지름 [μ m]
 Q : 유량 [μ l/h]

1. 서 론

최근 계측장비 및 측정기법의 발달로 인하여 병리적 현상의 발생 없이 사망에 이르게 하기도 하는 순환기질환을 의학적 관점이 아닌 유체역학적 관점에서 접근하고자 하는 연구가 활발하게 이루어지고 있다.

특히 혈관 안에서의 혈액은 아주 복잡한 유동특성을 지니고 있으므로, 많은 연구자들이 혈액 유동의 유체역학적 정보를 얻기 위해 체내(in-vivo) 및 체외실험(in-vitro)을 수행하여 미세 혈류의 유동특성에 대한 다양한 연구를 수행해오고 있다.

. Hove⁽¹⁾ 등은 zebrafish에 PIV(particle image velocimetry) 속도장 측정 기법을 적용하여 심장내부혈류유동의 전단응력과 심장 발달 사이의 상관관계를 연구하였다. 또한 Sugii⁽²⁾ 등은 쥐의 장 간막에

† 책임저자, 회원, 포항공과대학교 기계공학과
 E-mail : sjlee@postech.ac.kr
 TEL : (054)279-2169 FAX : (054)279-3199

* 회원, 포항공과대학교 대학원 기계공학과

** 회원, 포항공과대학교 기계공학과

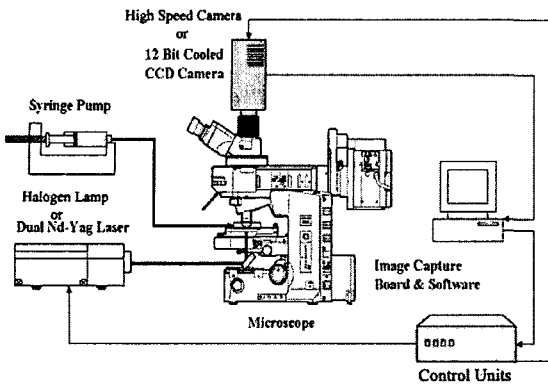


Fig. 1 Experimental set-up for in-vitro micro tube measurements

있는 세동맥(arteriole)에서의 혈류유동을 PIV기법으로 측정하였다. 그러나 이와 같은 혈류가시화를 위해 수술을 시행하여 관측하고자 하는 혈관을 생체 외부로 적출하여 실험을 수행하였기 때문에 생체 리듬에 영향을 줄 수 있으며 유동 영상을 취득하는 동안 호흡에 의해 생체시료가 많이 움직이는 단점이 있다.

조류의 유정란 내부 태아 외부혈관(extra-embryonic blood vessel)은 인간과 같은 포유류의 태반(placenta)과 유사한 기능을 수행하는 것으로 알려져 있다. 이에 따라 Vennemann⁽³⁾과 Hogers⁽⁴⁾ 등은 병리학적인 관점에서 조류의 알을 이용하여 태아 외부혈관에 혈류 장애물을 설치하고, 가시화를 통해 태반의 혈류유동의 변화가 심장의 기형발생에 미치는 영향을 동물실험을 통해 연구하였다.

Pickart⁽⁵⁾ 등과 Windberger⁽⁶⁾ 등은 혈액의 헤마토크릿(hematocrit)과 점성, 그리고 전단율과 점성의 상관관계를 연구하였다. Goldsmith⁽⁷⁾는 사람의 혈액 유동의 경우 혈관의 벽면근처에서는 혈구 성분이 회박하여 혈장층이 주를 이루며, 혈구는 혈관의 중심부분으로 나아갈수록 그 농도가 짙어진다는 것을 관찰하였다.

그러나 대부분의 선행연구들은 혈액의 유변학적 특성 중에서 헤마토크릿, 혈구의 응집, 혈구의 변형 등에 대한 연구가 주를 이루고 있으며, 몇몇 연구자들은 다양한 형태의 점도계를 이용하여 혈액의 점성에 대해 연구하였지만 실제 혈액이 유동하는 경우를 다룬 연구는 미흡한 실정이다.

여창섭 등⁽⁸⁾은 유정란을 이용하여 적혈구 거동으로부터 혈류의 속도장을 체내 실험방식으로 측정하였다. 그러나 적혈구를 추적입자로 사용함에 따라 벽면부근에 형성된 혈장층 때문에 이 영역에서 측정된 PIV 속도장 결과의 경우, 공간분해능

과 측정정확도에 제한이 따르며, 벽면전단응력을 해석하기도 쉽지 않다.

따라서 본 연구에서는 유정란의 생체혈관 직경과 유사한 100 μ m 미세튜브를 이용하여 조류혈액의 유동특성을 연구하였다. 마이크로 PIV 기법⁽⁹⁾을 이용하여 미세튜브 내부 혈류의 유량을 변화시키면서 속도장 변화를 측정하였으며, 획득한 속도분포로부터 전단율과 전단응력분포를 구하고 이들 결과들을 사람의 혈액유동과 비교 분석하였다.

2. 실험장치 및 방법

조류혈액의 유동특성을 연구하기 위하여 내경이 100 μ m인 미세튜브 내부를 흐르는 조류혈액 유동의 속도장을 마이크로 PIV시스템을 이용하여 측정하였다. 실험에 사용한 마이크로 PIV시스템은 펄스 Nd:YAG 레이저, 직립형의 광학현미경, 12bit Cooled CCD카메라 그리고 동기화 장치로 구성되어 있으며 실험 시 항온을 유지하였다.

Fig. 1은 실험장치의 개략도를 나타낸다. Nd:YAG 펄스 레이저의 빔은 광학 거울을 거쳐 현미경의 제물대에 위치한 미세튜브에 조사하게 되고 추적입자들의 영상을 CCD카메라로 촬영하게 된다.

일반적인 폴리머 계열의 미세튜브를 사용하여 실험하는 경우, 물과 튜브 재질의 서로 다른 굴절률에 기인하여 빛이 굴절되어 발생하는 왜곡현상에 의해 벽면 가까운 영역에서는 유동을 관찰하기가 어렵다. 굴절율에 기인한 문제점을 개선하기 위하여, 본 연구에서는 물의 굴절율($n=1.33$)과 거의 유사한 굴절율을 갖는 FEP(fluocinated ethylene polymer) 튜브($n=1.338$)를 사용하였다. 사용한 미세튜브의 내경과 외경은 각각 100 μ m, 300 μ m 이다. 미세튜브는 물이 채워진 현미경 제물대용기안에 침수시켜 미세튜브 내부의 유동 영상을 광학 필터가 장착된 CCD카메라를 이용하여 취득하였다. 대물렌즈와 튜브 사이에 물을 채워서 실험하였으므로, 튜브 벽면에 기인한 왜곡은 거의 무시할 정도로 매우 작게 발생하였으며, 벽면 부근영역에서의 튜브내부 유동도 깨끗하게 관찰 할 수 있었다.

혈액유동 실험에 적합한 혈액은 항응고제가 투입된 전혈을 이용하였으며, 마이크로 PIV 실험이 원활히 이루어지도록 혈액에 형광입자를 혼합하였으며 헤마토크릿(Hcr)은 40%로 조절하였다.

혈류유동의 입자영상은 배율이 60 배인 침수형 대물렌즈가 부착된 현미경을 사용하여 획득하였으며, 대물렌즈의 작업구간과 개구수는 각각 WD =

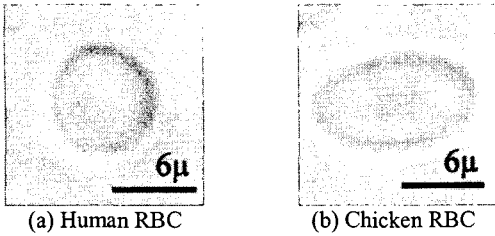


Fig. 2 Microscopic images of a RBC(red blood cell) of human and chicken blood

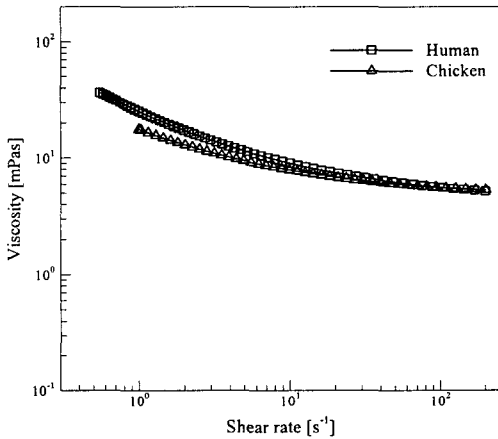


Fig. 3 Variation of viscosity with respect to shear rate

2.0mm, NA = 1.0 이다. 작동구간(working distance)이 상대적으로 긴 대물렌즈를 적용함으로써 미세튜브의 중심단면을 보다 명확하게 관찰 할 수 있었다.

3. 결과 및 토의

Fig. 2는 사람과 조류의 적혈구 사진을 찍은 사진이다. 포유류의 경우 적혈구의 직경이 6~8 μm 이고, 폭이 2 μm ~3 μm 이며 중앙이 움푹 들어간(biconcave) 형상을 가진다. 반면에 조류의 경우 직경이 10~13 μm 이고 폭 8 μm 정도이며, 중앙이 볼록한 타원체 형상을 가지고 있다.

조류혈액과 사람혈액 사이의 기하학적 형상 차이뿐만 아니라, 유변학적 특성차이를 비교하기 위하여 적혈구 응집률 측정장비인 LORCA와 모세관 점도계를 이용하여 조류(6개월)와 32세 성인남자 혈액의 응집성 특성과 전단율, 점도, 전단응력 사이의 관계를 알아보았다.

이 결과 LORCA로 측정된 적혈구의 응집률 특성을 판단하는 기준이 되는 AI(aggregation index)값이 조류 적혈구의 경우 15.82%로 AI값이 33.38%인 사람혈액에 비해 절반 정도로 나타났다. Fig. 3과 Fig. 4는 모세관 점도계를 사용하여 구한 조류 혈액과 사람혈액의 전단율과 점도, 전단율과 전단

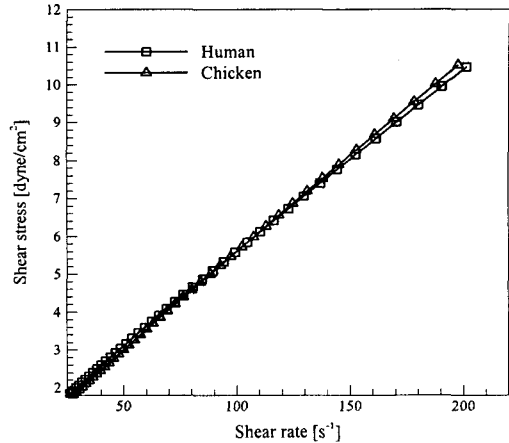


Fig. 4 Variation of shear stress according to shear rate

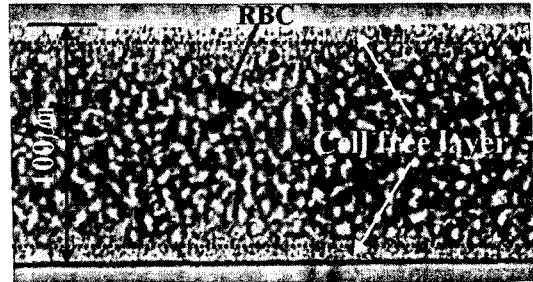


Fig. 5 Typical image of chicken blood flow in a micro tube ($H_{cr}=40\%$, $Q=50\mu\text{l/hr}$)

응력 사이의 관계를 보여주고 있다. 전단율에 따른 전 단응력의 변화는 두가지 혈액이 비교적 잘 일치하였다. 그러나 전단율이 낮은 조건에서 사람 혈액의 점도가 조류혈액에 비해 큰 값을 가졌다. 이것은 조류혈액의 AI값이 사람혈액에 비해 작기 때문으로 생각되어진다. 그러나 전단율이 커짐에 따라 두가지 혈액의 점도차는 감소하였다. 조류혈액 흐름에 대한 유체역학적 정보를 획득 하고 in-vivo 실험 결과와 비교하기 위하여 유정관 실험시 측정된 혈관의 크기와 유사한 100 μm 내경의 미세 튜브 내부 혈액유동에 대한 체외(in-vitro)실험을 수행하였다.

Fig. 5는 할로젠 광원과 고해상도 고속카메라를 이용하여 미세튜브 내부를 흐르는 형광입자가 포함된 헤마토크릿 $H_{cr}=40\%$ 혈액의 유동영상을 획득하여 나타낸 것이다. 저속유동의 경우, 벽면 가까운 곳에서도 적혈구를 관찰 할 수 있었으나, 유속 증가에 따라 혈구가 존재하지 않는 혈장층(cell free layer)이 증가하였다. 이것은 유속이 증가할 수록 속도구배가 커져 적혈구들이 혈관 중심쪽으로 모이는 반경방향이동(radial migration)현상에 기

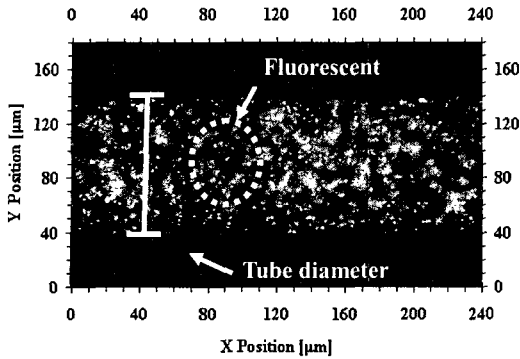


Fig. 6 Typical fluorescent particle image for micro-PIV measurements

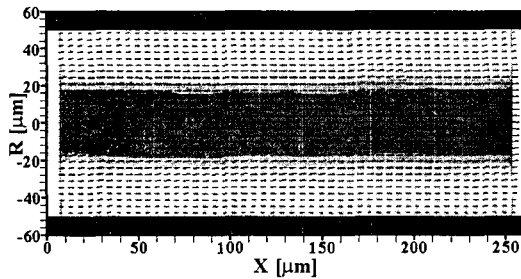


Fig. 7 Mean velocity field at $Q=10\mu\text{l/hr}$, $H_{cr}=40\%$

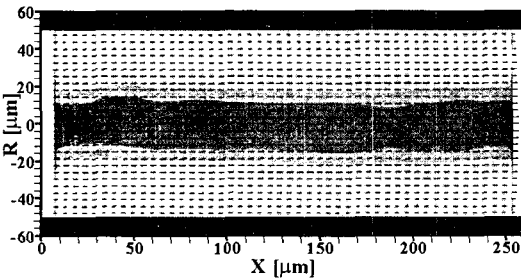


Fig. 8 Mean velocity field at $Q=50\mu\text{l/hr}$, $H_{cr}=40\%$

인하여 튜브의 중심영역으로 나아갈수록 질어짐을 확인할 수 있었다. 이때 혈장층의 두께가 유량이 $Q=10\mu\text{l/hr}$ 에서 $50\mu\text{l/hr}$ 로 증가함에 따라 약 $2\mu\text{m}$ 에서 $8\mu\text{m}$ 로 증가하였다. 그리고 그 경계부에서 혈구의 농도는 중심영역에 비하여 상대적으로 희박하였다.

Fig. 6는 마이크로 PIV 속도장 측정 실험을 수행하여 획득한 혈류유동의 형광입자 영상을 나타낸 것이다. 형광입자는 튜브내부에 고르게 분포되어 있으며, 형광영상에는 적혈구의 산란영상은 나타나지 않는다. 실험에 적용한 미세튜브와 물의 굴절율이 거의 일치하므로 튜브 벽면의 가까운 영역에서도 입자들을 명백하게 관찰할 수 있으며, 형

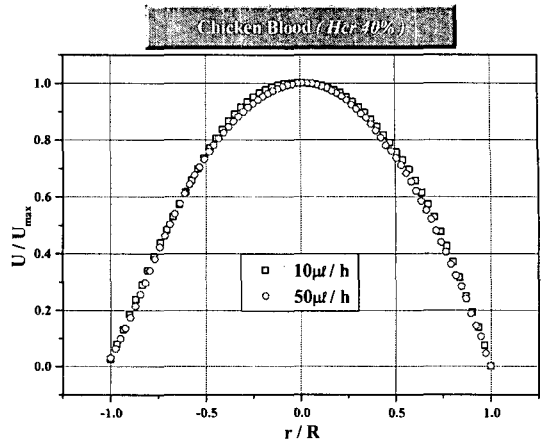


Fig. 9 Nondimensional velocity profile according to flow rate

광입자가 고르게 분포되어 있음을 확인하였다.

Figs. 7, 8은 헤마토크릿 $H_{cr}=40\%$ 인 조류혈액의 유량변화에 따른 미세튜브 내부 혈류유동의 평균 속도분포를 나타낸 것이다. 미소탐색영역(interrogation window)은 32×32 픽셀이며 50% 중첩하여 2화상 상호상관기법으로 속도장을 구하였다. 속도장 결과는 튜브의 벽면 근처에서 속도가 거의 0임을 보여주고 있다. 실린지 펌프를 이용하여 작동 유체인 혈액을 공급하였기 때문에 맥동 효과는 거의 무시할 수 있었다. 그리고 유량 $Q=10\mu\text{l/hr}$ 인 경우에는 $Q=50\mu\text{l/hr}$ 보다 유량이 적어 적혈구의 항복응력(yield stress)효과로 인해 채널 중앙부위에서 편평한 형상을 지니고 있는 것으로 나타났다.

Fig. 9는 두 가지 유량조건($Q=10\mu\text{l/hr}$, $50\mu\text{l/hr}$)에서 헤마토크릿 $H_{cr}=40\%$ 인 조류혈액의 축방향 평균속도 분포를 무차원화하여 나타낸 것이다. 두 경우 모두 채널 중심에서 최대속도값을 가지며, 그 값(U_{max})은 각각 약 0.71mm/s 와 3.62mm/s 이었다. 저속의 유동조건에서는 조류혈액 역시 비뉴턴 유체의 유동특성을 가지며, 튜브의 중심영역에서 빠른 유동조건에 비해 편평한 속도분포를 보여주고 있다. 그러나 유량이 증가함에 따라 혈액이 지닌 항복응력을 극복하게 됨에 따라, 편평한 속도분포 형상에서 거의 물과 같은 뉴턴 유체의 포물선 형상으로 변화하는 것을 관찰할 수 있다.

Figs. 10(a)와 (b)는 동일한 헤마토크릿을 지닌 사람의 혈액과 조류의 혈액을 동일한 유량조건에서 측정된 축방향 속도분포를 무차원하여 나타낸 것이다. 유량조건에 상관없이 두가지 경우 모두 축방향 속도분포는 채널 중심단면을 기준으로 거의 대칭인 형상을 지니고 있으며, 채널 중앙부위에서

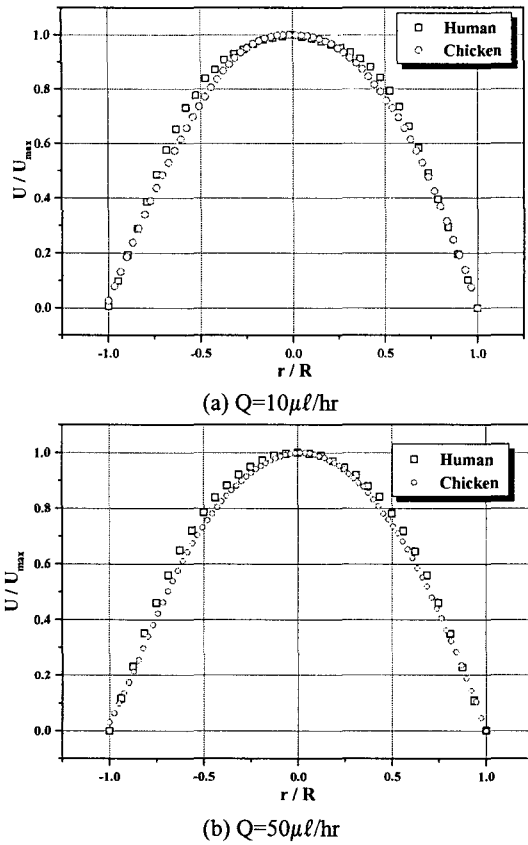


Fig. 10 Comparison of mean velocity profile

편평하고 넓게 퍼지며, 벽면 근처에서 큰 속도구배를 가지는 전형적인 비뉴턴 유체의 속도분포 특성을 보여주고 있다. 유량이 $Q=10\mu\text{l/hr}$ 일 때, 조류와 사람혈액의 축방향 속도형상을 비교한 Fig. 10(a)를 보면 사람혈액이 조류혈액에 비하여 약간 더 편평한 형상을 지니고 있다. 즉, 조류 혈액이 사람 혈액보다 비뉴턴성 유동특성이 약하게 나타나고 있는데, 이것은 서로 다른 기하학적 형상에 기인한 응집률의 차이 때문에 조류혈액이 사람혈액에 비해 50% 정도 작은 응집성을 가지기 때문이다. 따라서 조류혈액의 경우 적혈구가 많이 모이는 튜브 중심부위에서 사람혈액보다 응집이 적게 일어나고 이에 따라 편평한 속도분포형상이 완화되어 비뉴턴성 유동특성이 약하게 나타나는 것으로 생각되어진다. 이는 두가지 혈액이 지닌 응집특성(AI)의 영향에 기인한 것으로 판단된다. Fig. 10(b)는 $Q=50\mu\text{l/hr}$ 일 때 축방향 속도를 비교한 결과로 혈류유속이 빨라져 혈액이 지닌 항복응력을 극복하게 되면, 뉴턴유체의 속도분포 형상에 가깝게 다가가며, 조류 혈액이 사람혈액에 비해 조금 더 뉴턴 유체의 유동특성에 보다 더 가깝게

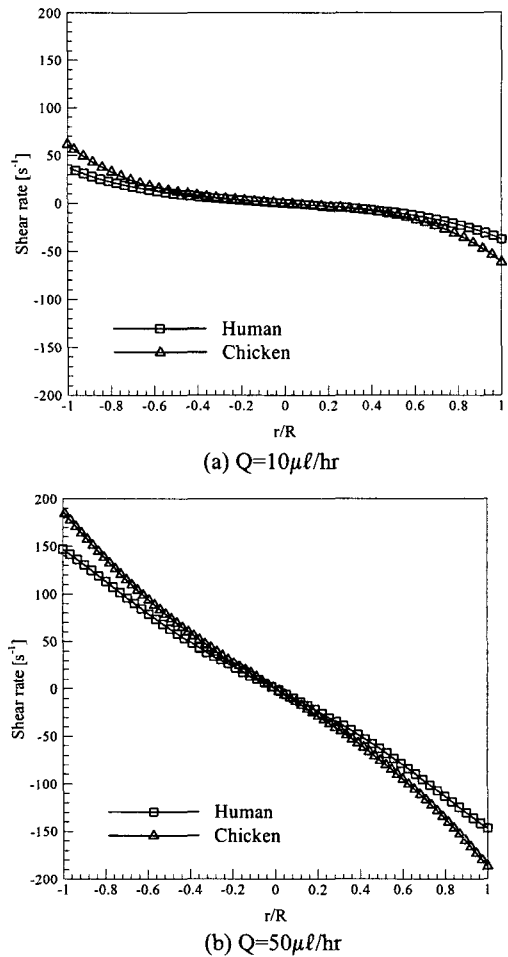


Fig. 11 Comparison of shear rate profiles as a function of radial distance

접근하는 것을 관찰할 수 있다.

Fig. 3으로부터 알 수 있듯이 속도가 증가하게 되면 튜브 내부의 전단율이 상대적으로 높아지게 되고 혈액의 점도가 급격히 줄어들게 된다. 따라서 튜브 중심부에서의 혈액 점도가 혈장의 점도와 비슷하게되고 비뉴턴성 유동특성이 줄어드는 것으로 판단되어진다. 또한 반경방향으로의 이동효과에 의해 혈장층의 두께가 증가한 것도 또 다른 원인으로 생각되어진다.

Figs. 11(a)와 (b)는 측정된 속도장 결과로부터 구한 튜브 내부 혈류유동의 전단을 분포를 나타낸 것이다. 먼저 조류혈액의 경우 전단율분포는 $\pm 62[\text{s}^{-1}]$ 이며, 사람의 경우 $\pm 36[\text{s}^{-1}]$ 범위의 값을 가지는 것으로 나타났다. 이것은 유량이 같더라도 사람혈액과 비교하여 조류혈액이 상대적으로 더 큰 속도구배를 가지기 때문으로 생각되어진다.

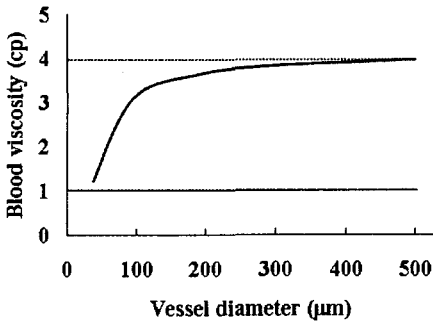
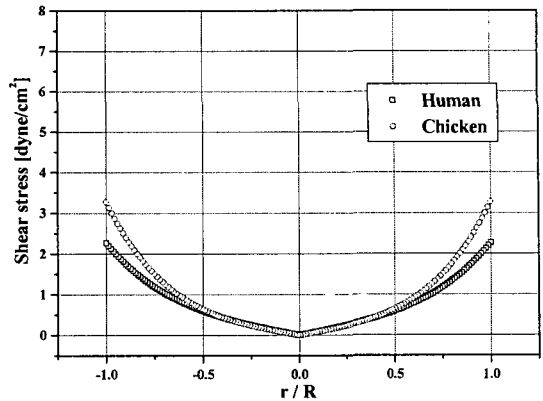


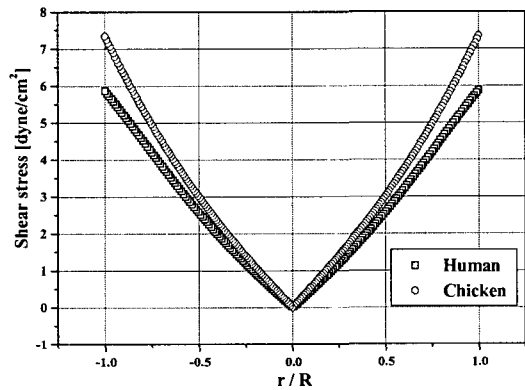
Fig. 12 Fahraeus-Lindqvist effect in a micro tube

점성유체와는 달리 두 가지 혈액 모두 미세채널 내부에서 다른 전단율을 보여주고 있다. 변곡점의 바깥 부분은 적혈구와 같은 혈구들이 거의 존재하지 않는 혈장층 효과가 지배적인 영역으로 판단되며, 변곡점 내부는 혈장과 적혈구가 함께 존재하는 영역으로 생각되어진다. Fig. 11을 보다 자세히 보면 저속유동의 경우 전단율 기울기가 고속유동에 비해 상대적으로 작은 값을 가진다. 이로부터 혈류의 유량이 혈관 내부의 전단율 변화에 크게 영향을 미치며 유변학적인 관점에서 매우 중요한 인자임을 알 수 있다. 혈구의 흐름이 지배적인 영역에서는 혈액이 지니고 있는 혈구의 응집특성인 AI의 값이 전단율 분포에 영향을 미치는 것으로 판단되며 사람의 혈액에 비해 1/2 정도의 AI값을 지니는 조류 혈액은 전단율이 거의 선형적으로 변화하는 것을 관찰할 수 있다. 이는 무차원 속도 분포에서도 관찰하였듯이 조류 혈액의 축방향 속도는 사람혈액에 비해 비뉴톤 유체의 특성이 상대적으로 낮은 것에 기인하는 것으로 판단된다. 전단율 분포를 바탕으로 혈구 흐름이 지배적인 유동영역과 혈장층의 유동영역을 전단율의 변곡점을 기준으로 판단할 수 있으며, 이는 혈류유동의 고속카메라의 영상을 통하여 검증하였다.

Fig. 11(b)는 $Q=50\mu\text{l/h}$ 인 경우 미세튜브 내부를 흐르는 조류혈액의 전단율 분포를 사람의 경우와 비교하여 나타낸 것이다. 사람 혈액의 경우, 전단율은 약 $\pm 147[\text{s}^{-1}]$ 정도의 값을 가지나, 조류 혈액은 $\pm 180[\text{s}^{-1}]$ 의 값을 지니고 있음을 관찰할 수 있다. 조류혈액의 경우, 전단율 값의 범위가 사람혈액에 비해 크게 나타나는 것은 혈액이 지닌 응집특성이 사람의 혈액이 조류에 비해 약 2배 정도 높기 때문인 것으로 판단된다. 그리고 고속 유동에서 사람 혈액은 비선형의 전단율 특성을 지니고 있으나, 조류혈액은 경우 상대적으로 낮은 응집특성, 혈구의 형상, 그리고 속도 등에 영향을 받아



(a) $Q=10\mu\text{l/hr}$



(b) $Q=50\mu\text{l/hr}$

Fig. 13 Comparison of shear stress profiles as a function of radial distance

기울기가 뉴톤유체와 유사하게 거의 선형적으로 변하는 것을 관찰할 수 있다. 이로부터 혈류유량이 혈관 내부의 전단율 변화에 크게 영향을 미치며, 유변학적인 관점에서 매우 중요한 인자임을 알 수 있다.

Fig. 12는 혈류의 전단응력과 전단율의 비를 나타내는 겔보기 점도가 혈관의 직경이 감소함에 따라 낮아지는 현상 Fahraeus-Lindqvist 효과를 보여주고 있다. 이것은 직경이 작은 관으로 혈액이 흘러갈 때 헤마토크릿이 감소하는 경향과 혈구가 중심방향으로 이동하려는 반경방향 이동효과 등에 기인하여 발생하는 것으로 튜브반경이 $300\mu\text{m}$ 이하인 경우에는 이러한 영향을 고려해주어야 된다. 따라서 본 연구에서는 전단응력분포를 구하기 위해 다음과 같은 보정식을 사용하였다.

$$\mu_{app} = \mu \left(1 + \frac{\delta}{R}\right)^{-2} \tag{1}$$

여기서 δ 는 혈장층의 두께를 나타낸다. 본 연

구에서는 식 (1)을 이용하여 보정계수를 구하고, 이 값을 전단응력 결과에 곱하여 *Fahraeus-Lindqvist* 효과를 고려한 혈류의 전단응력분포를 구하였다. Fig. 13은 위와 같은 방법으로 구한 100 μ m 직경의 미세튜브 내부의 전단응력분포를 나타낸 것이다. 뉴턴유체의 경우 원형관 내부에서 전단응력이 일정한 기울기를 가지며 중심에서 0의 값을 가진다. 그러나 비뉴턴 유체인 혈액유동의 경우 그림에서 볼 수 있듯이 전단응력 분포가 곡선 형상을 가지며 중심에서의 전단응력이 최소값을 보여주고 있다. 이것은 혈액이 항복응력 특성을 가지고 있기 때문에 나타나는 현상이다.

Fig. 11의 전단율 분포와 비교하여 보면 유량이 10 μ l/hr로 적은 경우에는 두 혈액 모두 튜브 중심으로부터 $r/R=0.6$ 사이 구간에서는 전단응력이 조금씩 증가하지만 $r/R=0.6$ 지점을 지나 벽면으로 나아감에 따라 전단율이 급격히 증가함과 동시에 전단응력도 크게 증가하고 있다. 같은 유량조건에서는 조류혈액의 벽면전단응력이 사람 혈액보다 큰 값을 가지는 것으로 나타났다. 이것은 생체 혈관의 내피세포에 직접적인 영향을 미치는 벽면전단응력이 혈구의 기하학적 형상과 응집특성에 크게 영향을 받고 있음을 보여주며, 병리학적인 관점에서 조류 혈액에 비해 사람과 같은 포유류의 혈류흐름이 보다 안정적임을 알 수 있다.

유량이 다른 두 가지 경우를 비교하여 보면, 유량이 10 μ l/hr일 때 튜브 중심부위의 편평한 속도 분포에 기인하여 전단응력의 기울기가 상대적으로 완만한 포물선 형태를 가졌다. 유량이 50 μ l/hr로 증가하게 되면 보다 많은 적혈구들이 튜브 중심부분으로 모이게 되고 벽면 근처에서는 물과 비슷한 점도를 가지는 혈장층 영역이 확장되어 뉴턴유체의 유동특성을 일부 지니게 된다. 유량증가로 인해 튜브 벽면에서의 전단율이 증가하고 혈액의 점도가 감소되기 때문에 Fig. 13(b)에서 볼 수 있듯이 튜브중심에서 반경 방향으로 나아감에 따라 전단응력이 거의 선형적으로 증가하는 것으로 나타났다.

4. 결론

미세튜브를 지나는 조류혈액의 혈류유동에 대한 유체역학적 특성을 *in-vitro* 실험을 통하여 연구하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

(1) 미세튜브 내부의 조류혈액과 사람혈액의 유동을 마이크로 PIV 기법으로 측정된 결과, 튜브 중심영역에서 편평한 형상의 속도분포를 가지며

조류혈액이 사람혈액보다 비뉴턴성 유동특성이 약한 것으로 나타났다. 이것은 조류혈액의 응집성이 사람혈액에 비해 50% 정도 작기 때문으로 판단된다.

(2) 유량이 $Q=10\mu\text{l/hr}$ 에서 $50\mu\text{l/hr}$ 로 증가함에 따라 미세튜브 중앙부위에서의 속도분포가 편평한 형상에서 포물선 형태로 변화하였다. 이것은 전단율이 높아짐에 따라 점도가 감소하고 비뉴턴성 유동특성이 줄어들기 때문으로 보인다.

(3) 미세튜브 내부에서 변곡점을 기준으로 바깥부분은 적혈구와 같은 혈구들이 존재하지 않는 혈장층 효과가 지배적인 영역으로 전단율이 큰 값을 가진다. 반면에 변곡점 내부는 혈장과 적혈구가 함께 존재하는 영역으로 낮은 전단율을 가진다.

(4) 전단응력은 튜브 중앙부위에서 낮은 값을 가지며 벽면으로 나아감에 따라 급격히 증가하였으며, 유량 증가에 따라 전단응력의 반경방향분포는 선형적으로 변화하였다. 그리고 동일 유량조건에서 조류혈액의 벽면전단응력이 사람혈액보다 큰 값을 가졌다. 혈구의 기하학적 형상과 응집특성과 같은 유변학적 특성이 벽면전단응력에 크게 영향을 미친다.

후 기

본 연구는 과기부(과학기술부)에서 지원한 특정기초연구(과제번호: R01-2004-000-10500-0)와 시스템바이오다이나믹스 국가핵심연구센터의 지원으로 수행되었으며, 이에 감사드립니다. 그리고 혈액샘플의 유변학적 특성측정에 도움을 주신 경북대 신세현 교수님과 구윤희씨에게 감사드립니다.

참고문헌

- (1) Hove, J. R., Köster, R. W., Forouhar, A. S., Acevedo-Bolton, G., Fraser, S. E. and Gharib, M., 2003, "Intracardiac Fluid Forces are an Essential Epigenetic Factor for Embryonic Cardiogenesis," *Nature*, Vol. 421, pp. 172~177.
- (2) Sugii, Y., Nishio, S. and Okamoto, K., 2002, "Measurement of a Velocity Field in Microvessels Using a High Resolution PIV Technique," *Annals of The New York Academy of Sciences*, Vol. 972, pp. 331~336.
- (3) Vennemann, P., Kiger, K. T., Lindken, R., Groenendijk, B. W., Stekelenburg-de Vos, S., ten Hagen, T. M., Ursem, N. C, Poelmann, R., Westerweel, J. and Hierck, B., 2005, "In vivo Micro Particle Image Velocimetry Measurements of Blood-plasma in the Embryonic Avian Heart," *Journal of Biomechanics*, in press.
- (4) Hogers, B., DeRuiter, M. C., Gittenberger-de Groot, A. C. and Poelmann, R. E., 1999, "Extraembryonic

- Venous Obstructions Lead to Cardiovascular Malformations and can be Embryolethal," *Cardiovascular Research*, Vol. 41, pp. 87~99.
- (5) Pickart, C., Piau, J.M. and Galliard, H., 1998, "Human Blood Shear Yield Stress and its Hematocrit Dependence," *Journal of Rheology*, Vol. 42, pp. 1~12.
- (6) Windberger, U., Bartholovitsch, A., Plasenzotti, R., Korak, K.J. and Heinze, G., 2003, "Whole Blood Viscosity, Plasma Viscosity and Erythrocyte aggregation in Nine Mammalian Species: Reference Values and Comparison Data," *Experimental Physiology*, Vol. 88, pp. 431~440.
- (7) Goldsmith, H.L., 1986, "The Microrheology of Human Blood," *Microvascular Research*, Vol. 31, pp. 121~142.
- (8) Yeo, C.S. and Lee, S.J., 2005, "In Vivo Measurements of Blood Flow in a Chicken Embryo Using Micro PIV Technique," 5th Conference of the Biomedical Engineering Society for Circulatory Disorders.
- (9) Lee, S.J., 2003, "Micro-PIV Technique for Analyzing Flow Inside a Micro Channel," *KSME Journal*, Vol. 43, No. 2, pp. 32~37.