

L.D.V 계측에 의한 보조장기의 유동해석

박길문, 박상범(조선대학교 기계공학과), R. D. Kamm(M.I.T),

Flow Analysis Of Cardio Vascular Assist By Laser Doppler Velocimeter Measurement

G. M. Park, S. B. Park(Department of Mechanical Engineering, College of Engineering Chosun
University), R. D. Kamm (M. I. T)

Abstract

This paper is studied the flow analysis of cardio vascular assist device. The experimental study is carried out to measure velocity profiles, Shear stress distributions and Velocity Vector for the flow rate of 4l/min, the frequency of 0.5Hz, the stroke volume of 60ml, the inlet and outlet pressure of 100mmHg by the L.D.V and P.I.V system. These results are agreed with the numerical simulations.

1. 서론

인체내에서 혈액은 산소와 영양물의 공급 체온조절등과 같은 매우 중요한 기능을 맡고 있다. 심장은 혈액을 인체의 각부위로 전달될 수 있도록 동맥혈관에 혈액을 공급하는 장기이다. 심장기능의 저하로 신장장기로의 혈액공급이 부족할때 심장의 기능을 보조하여 혈액공급을 원활하게 하면서 심기능 회복을 도와주는 장비를 보조 순환장치라 한다. 심실보조기는 현재사용하는 순환장치중의 하나로서 "혈액을 심장에서부터 받아들이고 동맥혈관으로 혈액을 보냄으로서 하나 또는 양쪽 심실의 부하를 감소시켜주는 장비"라고 정의할수있다 (Unger, 1984) 지금까지 많은 연구자들이 좌심실 보조기에 대하여 연구하여왔다. 그러나 동양인인 한국인의 가슴크기에 알맞는 보조장기(심장계통의 보조장기)에서 혈액 유동을 정확하게 해석하여 혈구에 미치는 영향에 대한 연구결과는 많지 않은것으로 사료된다.

본 연구에서는 심장과 대동맥 사이에서 심장의 기능을 보조하는 심실보조기에서 혈액 맥동 유동에 대한 유동특성 계측을 L.D.V와 P.I.V를 속도분포, 속도벡터와 전단응력분포를 계측하였다. 입구와 출구 영역에서 유동현상을 P.I.V를 이용하여 가시적으로 고

찰하고, L.D.V에서 측정된 실험결과와 수치해석 결과를 비교,검토하여 유동 해석을 하였으며, 보다 효율

적이고 오랫동안 활용가능하며 보다 작은 심실보조기의 설계 및 제작을 위한 기초적 자료를 정리하여, 보다 진보한 모델을 개발하고자 한다.

2. 실험장치 및 실험방법

2.1 실험장치

실험장치의 구성은 크게 작동유체의 모의 순환장치(Mock Circulatory System)와 L.D.V.(Laser Doppler Velocimeter) System의 자료획득 및 처리장치를 Fig 1에 나타내었고, P.I.V(Particle Image Velocimeter)System을 Fig 2에 표시하였다. 모의순환장치는 혈액주머니, 누름판, 제어기로 구성되어 있다. 보조장기의 혈액주머니는 L.D.V를 사용하여 계측할 수 있도록 한쪽면은 평탄하며 투명한벽으로 둘러싸여져 있으며 다른쪽벽은 누름판의 움직임에 따라 유동할수 있는 얇은박막으로 구성되어있다. 혈액주머니의 입구/출구는 하나로 공유하고 있으며 이는 누름판의 움직임에 따라 유체가 유동할수 있도록 하였다. 혈액주머니 모델을 Fig3에 도시하였다. 유동유체는 혈액과 비슷한 점성을 지니는 유체로 실험을 하기 위하여 글리세린과 물을 혼합하여 만든 혈액유사용액(blood analog fluid)을 사용하였다.

2.2 실험방법

Table1에 표시된 실험조건인 상태에서 L.D.V system을 이용하여 속도분포를 측정하였고, P.I.V

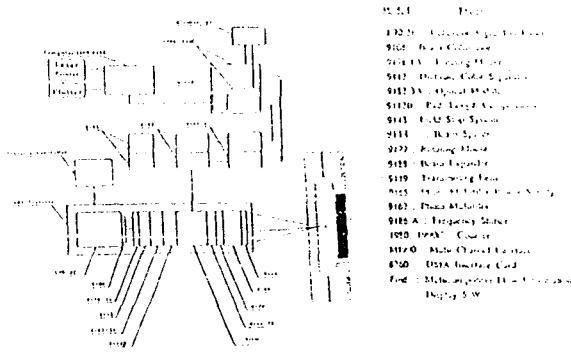


Fig. 1 The Schematic Diagram of L.D.V System and Data Acquisition and Processing System

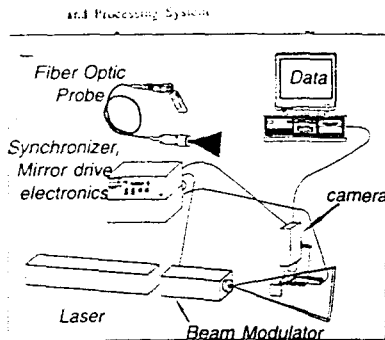


Fig. 2 The Schematic diagram of P.I.V system and data Acquisition and processing system

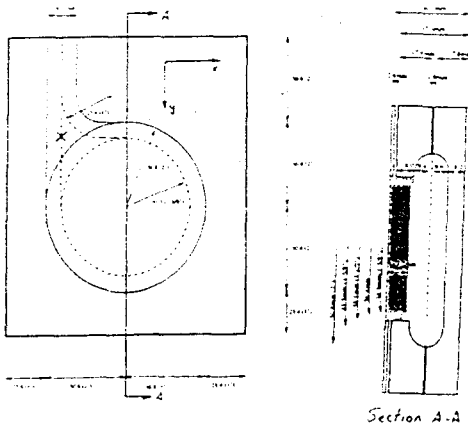


Fig. 3. The pumping chamber used in the experimental apparatus.

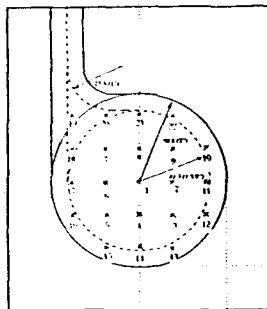


Fig. 4. Measure point of Cardiac Assisit Device

system을 이용하여 속도벡터를 가지적으로 측정하였다. 보조장치실내의 측정위치 (x, y)에서 측방향의 위치(z) 변화에 따라 속도를 측정하였다.

Table 1. Experimental Conditions

Flow rate	4 l/min
Frequency	0.5Hz
Systolic Phase ratio	50%
Stroke Volume	60 - 70ml
Inlet Pressure	100mmHg
Outlet Pressure	100mmHg

보조장치실내의 유동특성을 규명하기 위하여 실내의 위치(x,y)에서 22개의 지역을 선정하고 이 지점에서 측방향의 위치(z)의 변화(0.2, 0.4, 0.6, 0.8 과 1.0 Cm)에 따라 속도분포를 측정하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 속도분포

누름판의 움직임에 따라 이완의 초기에서 이완의 말기 수축의 초기에서 수축의 말기까지의 변화하는 과정에서 각 위치에서의 속도분포를 해석하기 위하여 L.D.V에 의하여 측정된 속도분포를 Fig5, Fig6, Fig7, Fig8과 Fig9에 도시하였다. 이들 실험결과를 고찰하여 보면 이완이 시작하는점(t=0sec)에서는 보조실내의 위치 19에 비하여 누름판의 움직임의 영향에 의하여 보조실내의 위치17,18에서 보다크게 유동이 발생한다. 이렇게 누름판의 영향에 의하여 움직인 유체는 이후 유입되는 유체와의 상호작용에 의하여 소용돌이를 발생하며 유체흐름의 난류화의 원인이 되기도 한다. 이완의 말기(t=1sec)의 보조실내의 위치 21,20,19를 살펴보면 흐름이 정지하고 있는 보조실내의 위치 17,18에 비하여 상대적으로 큰 유동을 확인할 수 있다. 이것은 이완시 유입된 작동유체가 혈액주머니내의 원형을 따라 움직여 이완의 말기에 입구로 역류하려고 함을 보여준다. 수축의 초기 (t=1 - 1.5sec) 보조실내의 위치 20,21을 살펴보면 출구쪽으로의 흐름이 시작하기전에 출구반대쪽으로의 작은흐름에 의하여 일시정지(v=0/Cm)현상을 확인할 수 있다. 또한 보조실내의 위치17,18에서는 누름판의 작용에 의하여 유체의 흐름이 출구쪽이 아닌 벽쪽의 흐름임을 알 수 있는데 이 또한 소용돌이의 원인이라 판단된다. 수축이 진행되어 출구쪽(위치19)의 최고속도는 t=1.5sec 일때 v=60Cm/sec이상을 나타냄을 알 수 있다 보조장치실내의 속도분포는 수치해석 결과와 일치하였다.

L.D.V.계측에 의한 보조장기의 유동해석

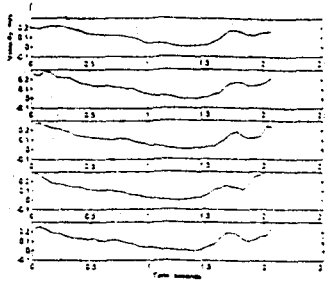


Fig 5 Multi-depth Velocity for one period of 2.10 seconds, 40.0z

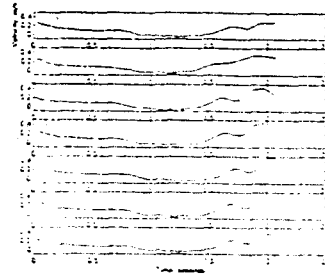


Fig 6 Multi-depth Velocity for one period of 2.10 seconds, 40.20z

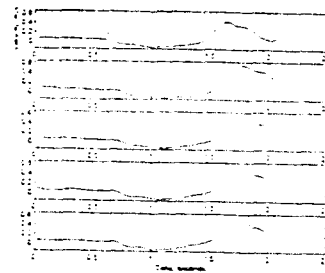


Fig 7 Multi-depth Velocity for one period of 2.10 seconds, 40.40z

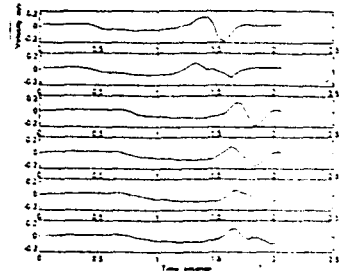


Fig 8 Multi-depth Velocity for one period of 2.10 seconds, 20.40z

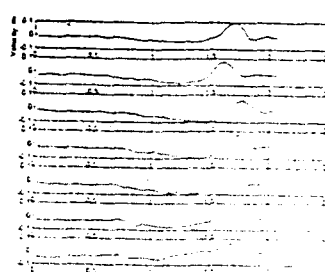


Fig 9 Multi-depth Velocity for one period of 2.10 seconds, 0.40z

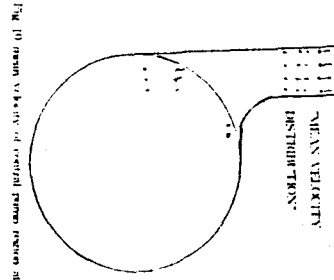


Fig 10 Mean velocity of central pump region at 1.0sec

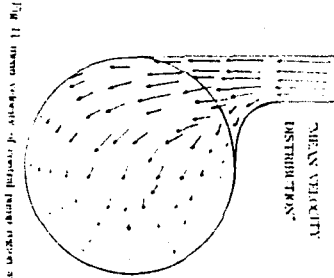


Fig 11 Mean velocity of central pump region at 1.07sec

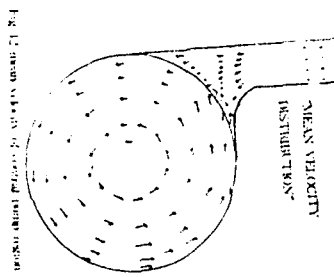


Fig 12 Mean velocity of central pump region at 1.15sec

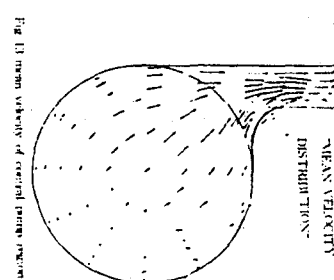


Fig 13 Mean velocity of central pump region at 1.22sec

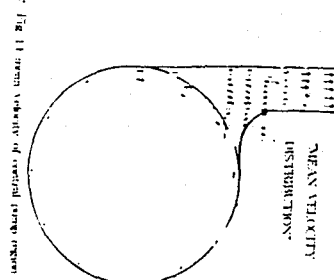


Fig 14 Mean velocity of central pump region at 1.29sec

3.2 속도벡터

심장의 이완과 수축이 진행되는 동안 0, 0.5, 1.0, 1.5, 2.0sec에 해당하는 속도벡터의 실험결과를 Fig10, Fig11, Fig12, Fig13와 Fig14에 나타내었다. Fig 10은 이완의 초기(t=0sec)로서 보조실내의 위치 18에서 작은 유동이 시작함을 보여준다. Fig12에서는 이완의 말기(t=1.0sec)로서 입구로 역류가 시작되는 유동을 확인할 수 있다. Fig14에서는 수축의 말기(t=2.0sec)로서 수축이 완료되었으나 내부에 잔류된 유동이 존재함을 고찰할수 있다. z의 위치에 따른 작동유체의 상호작용 및 이로인하여 발생하는 박리, 소용돌이 및 유동의 난류화는 앞으로 계속 연구할것이다.

3.3 전단응력 분포

수치해석에 의한 결과와 실험결과에서 얻어진 전단응력 분포를 Fig15에 나타내었다. 이들 결과를 고찰하여 보면 전단응력의 분포는 폭이 좁은곳에 비하여 넓은곳에서 상대적으로 적다는것을 보여준다. 본 실험에 실시한 port 치수가 작은(D=19.1mm)것에 있어서의 전단응력은 수치해석 결과가 비슷하게 나타남을 알수 있다 보다 큰 치수에 대하여는 앞으로 실험을 통하여 확인할것이다.

REFERENCES

1. Baldwin JT, Tarbell JM, Deutsch S, Geselowitz DB, Rosenberg G. Hot-film wall shear probe measurements inside a ventricular assist device. *J Biomech Eng* 1988;110:326-33.
2. Baldwin JT, Deutsch S, Geselowitz DB, Tarbell JM. Estimation of Reynolds stresses within the Penn State left ventricular assist device. *Trans ASAIO* 1990;36:274-78.
3. Leverett LB, Hellums JD, Alfrey CP, Lynch EC. Red blood cell damage by shear stress. *J Biophysics* 1972;12:257-73.
4. Blackshear PS, Dorman FD, Steinbach JH. Some mechanical effects that influence hemolysis. *ASAIO Trans* 1965;9:112-17.
5. Dinnar U. *Cardiovascular fluid dynamics*. Boca Raton, FL: CRC Press, Inc., 1981.
6. DeVries WC. The permanent artificial heart: four case reports. *JAMA* 1988;259:849-59.
7. Rosenberg G, Phillips WM, Landis DL, Pierce WS. Design and evaluation of the Pennsylvania State University mock circulatory system. *ASAIO J* 1981;4:41-9.
8. Newman EV, Merrel M, Genecin A, Monge C, Milnor WR, McKeever WP. The dye dilution method for describing the central circulation: an analysis of factors shaping the time-concentration curves. *Circulation* 1951;4:735-46.
9. Ehlers KC, Mylrea KC, Waterson CK, Calkins JM. Cardiac output measurements: a review of current techniques and research. *Anal Biomed Eng* 1986;14:219-39.
10. Baldwin JT, Tarbell JM, Deutsch S, Geselowitz DB. Mean flow velocity patterns within a ventricular assist device. *Trans ASAIO* 1989;35:429-33.

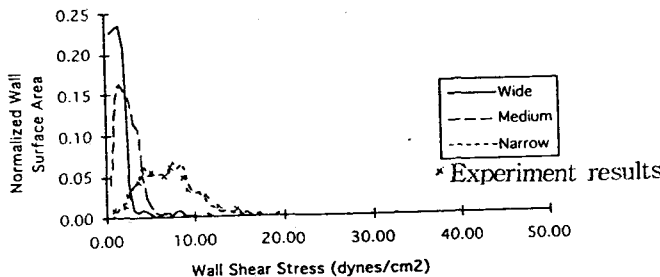


Fig. 15. Shear stress distribution.

4. 결론

유입/유출이 이루어지는 port가 한개의 보조장기실내의 유동특성을 실험적으로 고찰하였다. 작동 유체의 유입 및 유출의 상태에서 보조실내의 port 입구/출구 부분과 보조장기의 중심의 좌측과 상층부분에서 박리 및 소용돌이가 유동현상에 의하여 유도의 난류화 현상이 발생하였고 벽면전단응력도 증가하였다.