

혈액펌프 성능평가를 위한 실험장치 구성

김성길* · 홍석빈* · 김태홍* · 김원정**† · 강성원** · 강신형*** · 허남건**

An Experimental Setup for Measuring the Performance of Blood Pumps

Sung-Gil Kim*, Seokbin Hong*, Taehong Kim*, Wonjung Kim**†, Seongwon Kang**,
Shin-Hyoung Kang***, Nahmkeon Hur**

Key Words : Blood Pump(혈액 펌프), Centrifugal Pump(원심형 펌프), Extracorporeal Circulation(체외순환)

ABSTRACT

We present an experimental setup for measuring the mechanical performance of centrifugal blood pumps. Using a 3D printer to construct supporting parts and magnetic couplings, we developed the measurement setup that can be used for various types of blood pumps. The experimental setup is equipped with sensors to measure a variety of mechanical characteristics of blood pumps including pressure, flow rate, torque, temperature, and rotating speed. Our experimental measurements for two commercial blood pumps are consistent with data provided by manufacturers, which indicates that the our setup offers the accurate measurements of blood pump performance. Utilizing the experimental setup, we tested aqueous glycerin solutions mimicking the density and viscosity of blood, which enabled us to predict the difference in operations using water and blood.

1. 서 론

심장의 기능이 약화되거나 심각한 외상을 입은 환자에게 인공적으로 심장 및 폐의 기능을 제공하는 것은 환자의 생명 유지에 직결되기 때문에 의학적으로 매우 중요하다. 체외순환(Extracorporeal circulation)을 이용하는 의료기술은 기능이 미약한 심폐기능을 보조하는 체외막산소화장치(Extracorporeal Membrane Oxy-genation), 혹은 심장과 폐가 기능을 하지 못하는 수술에서 심폐기능을 대체하는 체외심폐순환(Cardiopulmonary Support)에 이용된다.

혈액을 체외 순환시킬 때, 심장의 기능을 일부 혹은 완전히 대체하는 혈액펌프를 사용하여 혈액의 유동을 발생시키게 되는데, 혈액펌프의 성능이 체내의 혈류량과 직결되기 때문에 임상에서 중요한 요소이다.⁽¹⁾

혈액펌프는 크게 박동형 펌프와 연속류 펌프로 구분할 수 있다. 과거에는 연속류 펌프가 사람의 심장과는 다른 유동을 발생시키기 때문에 인체에 적합 하지 않을 것이란 예상이 있

었으나, 최근의 연구에서 연속류 펌프도 인체에 무리 없이 적용할 수 있는 것으로 알려진 바 있다.⁽²⁾ 게다가 연속류 펌프는 박동형 펌프에 비해 제작이 단순한 장점이 있기 때문에, 현재 시판되는 대부분의 체외 순환장치에서는 연속류 혈액펌프가 사용된다. 초기의 체외순환용 연속류 펌프는 롤러를 이용한 펌프를 주로 사용하였으나, 혈구를 파괴하여 혈액을 변성시키는 단점으로 인하여⁽³⁾ 최근에는 효율이 높고, 소형이며, 조작이 용이한 원심형 펌프가 주로 개발되고 있다.

현재 시장에는 다양한 종류의 원심형 혈액펌프가 출시되어 있다. 제조사 별로 특징적인 형상을 가지고 있으며 활용되는 임상조건에 따라 다양한 성능 및 운전 조건이 제시되어 있다. 그러나 제조사에서 제시하는 성능이 동일한 실험조건에 대한 자료가 아니기 때문에 혈액펌프의 개발과정에서 필요한 다양한 펌프에 대한 공정한 성능 비교에 이러한 자료를 사용하기는 어렵다. 또한 기존의 연구에서는 의학적 성능 평가에 주로 초점이 맞추어져 있어,^(4,5) 시장에 출시된 여러 종류의 혈액펌프에 대한 기계적 성능에 대한 실험적 비교가 이

* 서강대학교 대학원 기계공학과(Department of Mechanical Engineering, Sogang University)

** 서강대학교 기계공학과(Department of Mechanical Engineering, Sogang University)

*** 서울대학교 기계항공공학부(Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Seoul National University)

† 교신저자, E-mail : wonjungkim@sogang.ac.kr

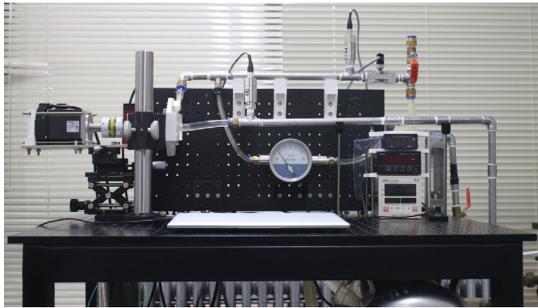


Fig. 1 Experimental setup for measuring performance of blood pumps

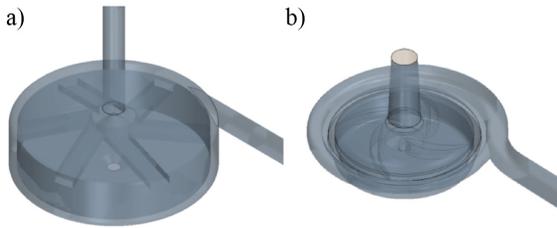


Fig. 2 Shape of (a) commercial blood pumps A and (b) B

루어지지 않았다.

본 연구에서는 다양한 형태의 혈액펌프의 성능을 평가하는 장치를 제시한다. 이러한 장치는 동일한 작동조건에서 혈액펌프의 성능을 측정하여 혈액펌프의 형태에 따른 특징을 정량적으로 비교하고 분석할 수 있게 해준다. 또한 혈액펌프를 개발하는 과정에서 필요한 실험적 분석을 가능하게 해준다.

우리는 이 연구에서 개발된 성능 평가 장치를 이용하여 서로 다른 작동유체를 사용할 경우의 혈액펌프의 성능변화를 관찰하였다. 이러한 실험결과는 혈액의 사용이 제한되는 다양한 실험에서, 혈액을 대체하는 작동유체의 사용에 따른 펌프의 성능변화를 이해할 수 있도록 해준다.

2. 실험 방법

2.1 혈액펌프 성능평가 장치의 구성

혈액펌프 평가 장치는 크게 구동부와 측정부로 나눌 수 있다. 전체 장치를 Fig. 1에 나타내었다. 구동부는 혈액펌프에 동력을 전달하는 부분으로, 좌측의 모터 및 이와 연결된 동력 전달 부품들로 구성된다. 측정부는 유동이 발생하는 관과 연결되어 측정이 실행되는 부분으로, 압력센서와 유량센서 등이 장착되어 있다. 실험에 사용되는 유체는 하단의 20 L 용량의 저장탱크에서 출입한다.

2.1.1 혈액 펌프

이 연구에서는 국내에서 널리 사용되고 있는 두 종류의 원심형 혈액 펌프에 대한 성능을 측정하였다. 상용 혈액펌프

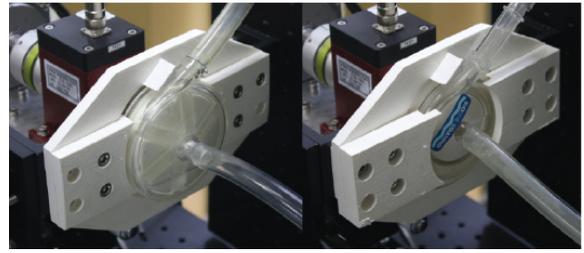


Fig. 3 Supporting plates and magnetic couplings constructed by 3D printing for commercial blood pump A (left) and B (right)

A(Capiox, Terumo)는 최대 유량이 낮지만 용혈량이 적은 특징을 갖고 있으며, 상용 혈액펌프 B(Rotaflow, Maquet)는 높은 유량을 얻을 수 있고, 회전자에 축을 사용하지 않고 피벗 베어링을 사용한 특징이 있다. 이러한 두 펌프의 개략적 형상을 Fig. 2에 나타내었다.

2.1.2 구동 장치 구성

펌프를 구동할 동력을 생성하기 위해 회전 속도의 제어 가능한 교류 서보모터(HG-KR73, Mitsubishi)를 설치하였다. 이 서보모터는 최대 6000 RPM의 회전을 일으킬 수 있다. 정격 출력은 750 W이며, 최대토크는 8.4 N·m이다. 일반적으로 혈액펌프 헤드는 일회용이기 때문에 구동부와 연결이 쉽고, 회전자 주위에서 혈액이 새거나 변성되는 것을 막기 위하여 주로 자력을 이용해 동력을 전달시킨다. 회전자 내부에는 자석이 있어서 모터에 연결된 회전판과 자력으로 연결되어 있는데, 회전자 내부의 자석개수 및 배치는 제조사마다 다르다. 상용 혈액펌프 A는 구동장치와 회전체가 펌프 후방에서 자력으로 구동되지만, 상용 혈액펌프 B는 회전체의 측면에서 자력으로 동력이 전달된다. 이 연구에서는 회전자의 형상에 따라 적합한 모터헤드를 3D 프린터를 이용하여 제작하였다. 혈액 펌프의 자석 배치는 자석을 주변에 가져가면 쉽게 파악될 수 있기 때문에 펌프 별로 모터헤드를 제작해 두고, 필요에 따라 교체하여 펌프를 시험한다. 각각의 펌프를 장착한 모습을 Fig. 3에 나타내었다.

2.1.3 측정 장치 구성

혈액펌프의 성능평가를 위하여 유량, 압력을 측정하는 센서를 부착하였다. 혈액펌프는 보통 1~10 L/min의 유량과 10~100 kPa의 후부하 조건에서 작동하는데, 실험범위에서 측정이 가능한 센서를 사용하여 측정하였다. 또한 토크를 측정하여 이를 액체의 수송에 사용된 동력과 비교하여 펌프의 효율을 평가하였다.

펌프의 압력 수두를 측정하기 위해 펌프의 입구와 출구에 압력 센서를 설치하였다. 펌프의 입구에는 대기압 보다 낮은 압력을 측정할 수 있는 센서(PSHC±001BAPG, 한국센서시스템)와 출구에는 대기압 보다 높은 압력을 측정할 수 있는 센

서(PSHC0200RAPG, 한국센서시스템)를 설치하였다. 각각의 센서는 배관의 내경과 유체의 특성에 따라서 완전히 발달된 유동을 측정하기 위하여 약 30 cm의 간격을 두어 설치하였으며, 두 센서 간의 압력 차이가 계산되어 기록되도록 하였다.

유량의 측정을 위하여 회전자를 이용하는 터빈식 유량계(1010-VOS-O, Wintech process)를 사용하였다. 또한 압력 차에 따라 무게추의 부유 정도가 달라지는 면적식 유량계를 별도로 설치하여 측정의 신뢰도를 확보하였다.

펌프의 효율을 측정하기 위하여 토크미터(CTCS-20KC, Caskorea)를 장착하였다. 펌프 작동 시 측정되는 토크와 회전수를 바탕으로 가해진 일을 알 수 있으며, 이를 펌프에서 토출되는 유량과 비교함으로써 효율 η 를 측정하였다. 이를 식으로 나타내면 다음과 같다.

$$\eta = \frac{\Delta p \cdot Q}{T \cdot \omega}$$

위의 식에서 Δp 는 펌프 전, 후의 압력 차이를 나타내며, Q 는 유량, T 는 회전축에 작용하는 토크 힘, ω 는 각속도를 나타낸다.

2.1.4 성능 평가 실험

제조사에서 혈액을 이용한 데이터를 제시하고 있는 것으로 알려져 있지만, 우리의 실험에서는 혈액 대신 물과 글리세린을 이용하여 혈액펌프의 성능을 측정하였다. 비록 혈액펌프는 혈액을 대상으로 작동하는 펌프이지만, 혈액은 응고와 변성 등의 시료에 따른 가변성이 있고, 혈액을 사용할 경우 실험을 위한 비용이 상승하기 때문에 대안적으로 물과 글리세린의 혼합액을 사용하여 실험하였다. 혈액은 비뉴턴유체로서 전단률에 따라 유효점성(effective viscosity)이 감소하는 shear thinning 특성을 보이며, 그 정도는 적혈구의 양에 따라 변하지만, 체내 순환 시 발생하는 일반적인 전단률(100 s⁻¹)에서 약 3.5 mPa·s으로 물 보다 약 3~4배 정도 높다. 혈액의 밀도 역시 보통의 경우 1,060 kg/m³으로 물보다 다소 높다.⁽⁶⁾

이 연구에서는 혈액의 물성치에 따른 펌프 성능의 영향을 정량적으로 분석하고자 물에 글리세린을 섞어 점성과 밀도의 변화에 대한 성능 변화를 측정하였다. 일반적인 혈액과 동일한 점성을 가지는 유체로 질량비 40% 글리세린 수용액을 사용하였으며, 혈액과 동일한 밀도를 갖는 유체는 질량 26% 글리세린 수용액을 사용하였다. 글리세린 비율에 따른 물성치는 Table 1에 제시하였다.

임상에서 원활한 산소공급을 위해서는 심장의 기능을 완전히 대체할 경우 4~5 L/min의 혈류량을 유지할 수 있어야 한다. 따라서 안전하게 펌프를 사용하기 위하여 상용 혈액펌프는 10~100 kPa의 후부하 조건에서 1~10 L/min의 유량을 만들어낼 수 있어야 한다. 이 실험에서는 펌프의 회전속

Table 1 Properties of glycerin solutions.

수용액	밀도 (kg/m ³)	점도 (Pa·s)
0%	998	0.001
26%	1,061	0.00213
40%	1,098	0.00365

도와 밸브의 개폐를 통한 관내 저항을 조절하여 생성되는 수 두 및 유량을 제어하였다.

3. 실험결과

3.1 혈액펌프 성능 평가 장치 시험 결과

3.1.1 혈액펌프 구동 시험

구성한 장치를 이용하여 두 가지 상용 혈액펌프의 성능을 시험하였다. 상용 혈액 펌프 A는 최대 3,000 RPM의 회전속도로 작동하며, 상용 혈액펌프 B는 최대 5,000 RPM의 속도로 작동한다. 모터와 펌프 회전체는 자력으로 동력을 주고받기 때문에, 모터와 펌프 로터 사이의 슬립이 발생하는지 확인하기 위해서, 초고속카메라를 이용하여 로터의 회전속도를 확인하였다. 두 펌프 모두 최대 회전 속도에서 모터헤드와 펌프 내 회전자의 회전수가 동일하다는 것을 관측하여 슬립이 없이 동력이 전달되는 것을 알 수 있었다.

혈액펌프장치의 저항을 밸브의 개폐를 통하여 조절함으로써 회전속도가 고정된 조건에서 유량을 조절하였다. 그 결과 펌프의 성능을 판단하기 위한 압력차-유량 데이터를 얻을 수 있었다. 또한 전달된 토크와 실제 토출되는 유량의 비교를 통하여 기계적 효율을 측정할 수 있었다.

3.1.2 측정 결과

구성된 장치를 이용하여 상용혈액펌프의 성능을 측정하였다. 실험 결과는 Fig. 4에 나타내었다. 실험 중 혈액펌프의 각각의 펌프 형상에 따른 자력전달 방법을 제외한 유체가 출입하는 모든 부분을 동일하게 설계하여, 서로 다른 형상의 펌프에 대한 동일한 환경에서의 작동 성능을 파악하였다. 보다 정확한 비교를 위하여 해당 그래프를 유량계수와 압력계수를 이용하여 무차원화 하였으며, 이에 대한 결과를 Fig. 5에 표시하였다. 본 연구에서 구성한 혈액펌프 성능 평가 장치를 이용하여 동일한 조건에서 두 가지 다른 혈액펌프에 대한 성능 평가가 가능하였다.

4. 결과 고찰

4.1 성능 분석

혈액 펌프 성능 평가 장치를 이용하여 두 가지 상용 혈액

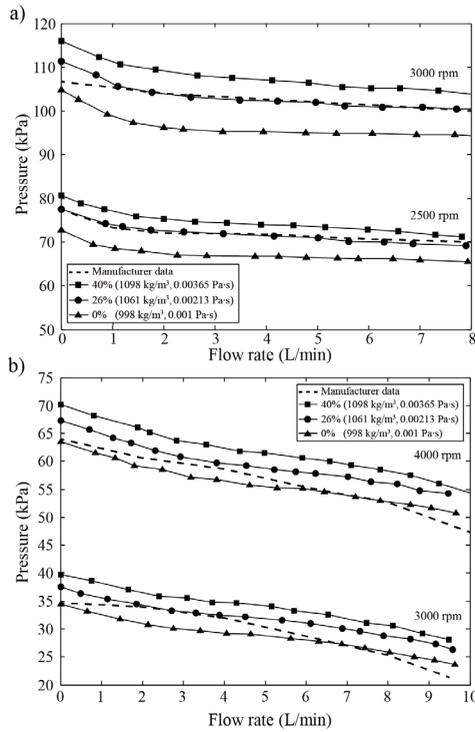


Fig. 4 Performance curves for (a) commercial blood pump A and (b) pump B

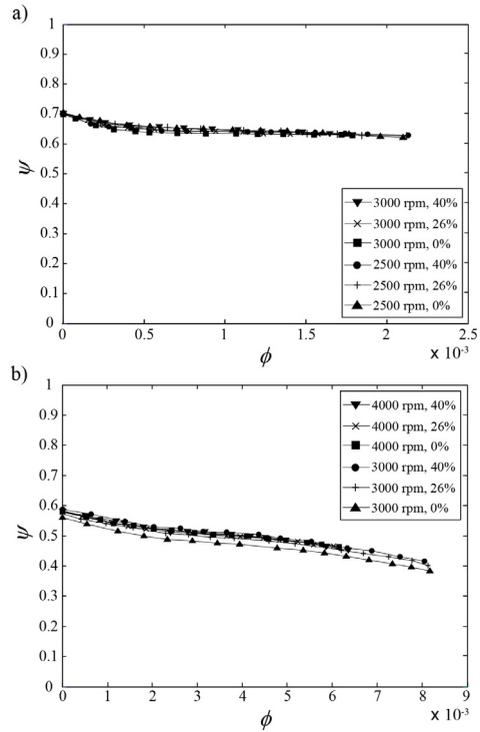


Fig. 5 Dimensionless performance curves for (a) commercial blood pump A and (b) pump B

펌프에 대한 성능을 분석하였다. 실험을 수행한 모든 영역에서 각 제조사에서 제시한 혈액펌프 장치의 성능과 유사한 경향을 보였다. 두 가지 상용 혈액 펌프의 효율은 각각 Fig. 6에 나타내었으며, 펌프의 효율은 유량이 증가할수록 증가하는 경향을 보였으나, 혈액펌프마다 다른 경향을 보이는 것을 알 수 있었다. 대체로 상용 혈액펌프 B가 상용 혈액펌프 A 펌프 보다 좋은 효율을 가지는 것을 확인하였다. 제조업체가 제시한 데이터와 측정값 사이에 오차가 있었는데, 우리의 실험에서는 재활용된 제품을 사용하였고, 물과 글리세린의 수용액을 사용하였다는 점을 고려하면, 이러한 차이는 펌프의 상태, 작동 유체 등 우리와 각 제작사 간의 실험조건 차이로 인해 발생한 것으로 생각된다. 하지만, 본 연구의 목적이 혈액펌프의 상대적 비교이기 때문에 압력 수두에 대한 오차는 약 5% 이내로서, 펌프 간 상대적 비교를 목적에서는 충분한 신뢰도를 제공해 주었다.

4.2 작동유체에 따른 성능 변화

본 실험에서는 물과 글리세린의 수용액을 이용하여 점성과 밀도를 혈액과 동일하게 맞춘 수용액을 이용하여 실험을 진행하였다. 글리세린의 비율이 높을수록 동일 유량에서 압력수두가 높아지는 것을 관찰할 수 있었으며, 이는 주로 수용액의 밀도가 커짐에 따라 주어진 속도에서 유체의 운동에너지가 높아지기 때문이다. 또한 글리세린의 농도가 높아질수록 펌프의 효율이 감소하는 것을 확인할 수 있었는데 이는

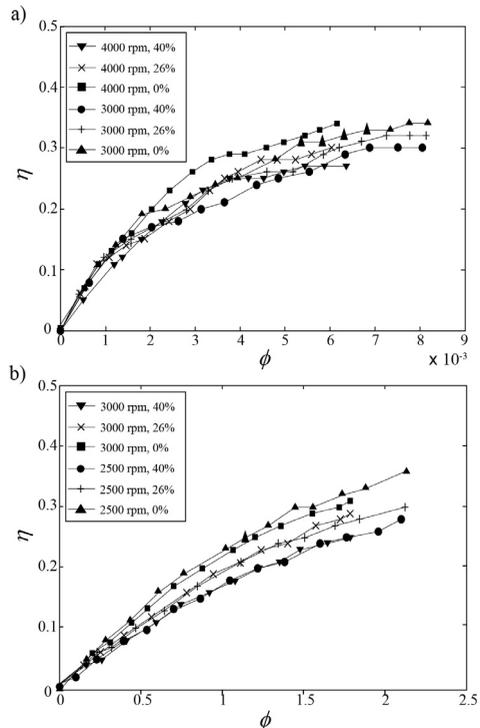


Fig. 6 Dependence of efficiency on the dimensionless flow rate for (a) commercial blood pump A and (b) pump B

점성이 증가하는 것의 영향으로 판단하였다. 이러한 결과는 향후 시간, 비용 감소를 위해 물로 실험을 하는 경우에 있어서 혈액 실험과의 차이를 예상할 수 있도록 해준다.

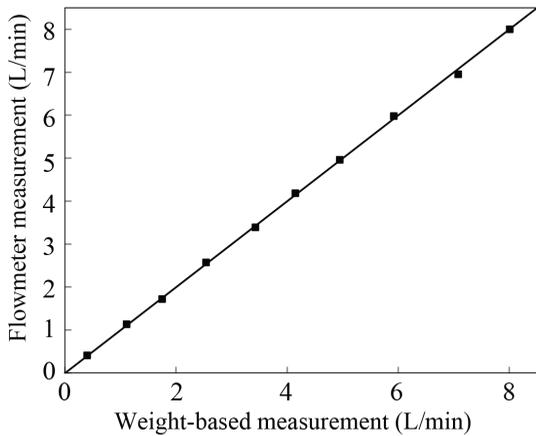


Fig. 7 Comparison of the measurement of the flow rates using the flowmeter with the weight-based measurements

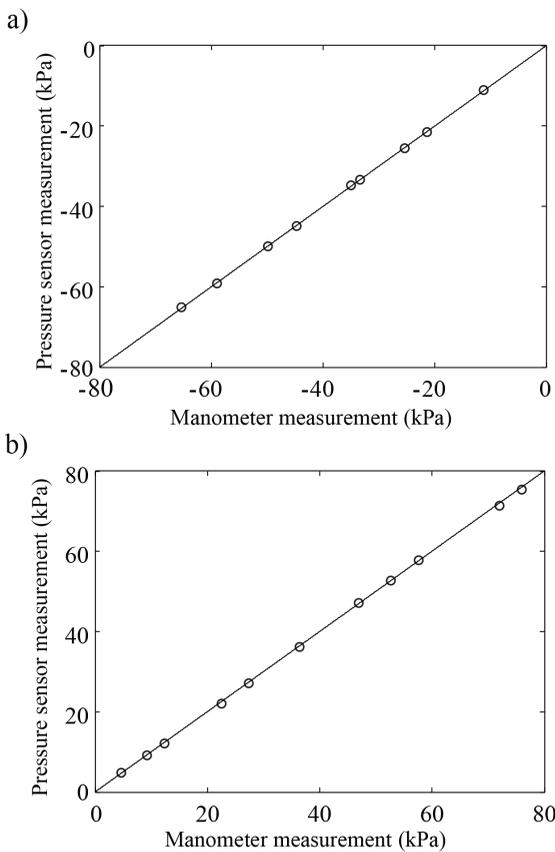


Fig. 8 Comparison of the pressure measured by the pressure sensors with the measurements by manometer. a) indicates the inlet pressure, and b) indicates the outlet pressure

4.3 평가장치의 제한 조건

이번 연구에서 개발한 평가 장치에서 작동유체가 지나가는 유로는 임상에서의 혈관과는 차이가 있다. 국부적으로 압력이 증기압 근처에 이르게 되는 지점에서 공동 현상(cavitation)이 발생하였다.

Table 2 Uncertainty analysis for measurements of blood pump performance

Test error sources	Error components		Uncertainty
	Bias limit	Precision limit	
Pressure (kPa)	0.2	0.047	0.4 (2.8%)
Flow (L/min)	0.01	0.012	0.016 (0.2%)
Torque (N·m)	0.001	0.0017	0.0020 (3.8%)
Revolution (rpm)	1	0.2	1.019 (0.034%)

4.3.1 공동현상(cavitation)

펌프 작동 시 혈액펌프의 입구는 대기보다 낮은 압력을 갖는다. 이 압력이 상온의 증기압 근처에 이르게 되면 상변화가 발생하여 기포가 생성된다. 이러한 기포는 펌프 성능을 저하시키고, 측정 정확도를 낮추게 된다.⁽⁷⁾ 물속에 용존되어 있는 공기가 많은 경우 증기압 보다 높은 압력에서도 상변화가 시작될 수 있으며, 발생하는 기포의 양이 증가한다. 이러한 공동현상을 효과적으로 억제하기 위해서 본 연구에서는 작동 전 유체를 진공 챔버에 넣어 용존 공기를 충분히 제거하였고, 이러한 유체를 사용할 경우 공동 현상이 현격히 줄어드는 것을 확인하였다.

4.4 센서 calibration 및 불확실성 해석

실험에 사용된 유량과 압력 센서는 전기적 신호를 출력하기 때문에, 비록 각 센서의 정확도가 높다고 하더라도, 출력되는 신호와 이를 통해 변환된 물리량은 이격되어 있을 수 있다. 본 연구에서는 유량과 압력을 측정할 수 있는 두 가지 서로 다른 방법을 활용하여, 전기적 신호를 이용한 센서의 출력과 실제 물리량을 차이를 보정하여 측정의 신뢰도를 확보하였다. Fig. 7과 Fig. 8에 표시된 선도는 기울기가 1인 선을 나타내며, 측정값이 선에 가깝게 위치할수록 기계적인 측정과 센서의 측정값이 일치하여 정확함을 나타낸다.

유량센서의 측정값은 시간 당 토출된 물의 부피로부터 계산된 유량과 비교하였다. 이러한 비교에서 두 값의 차이가 측정범위에서 최소가 되도록 보정하였다. 이 결과는 Fig. 7에 나타나 있고, 최대 2.3%의 오차를 나타내었다. 압력의 경우에는 수은 마노미터를 이용한 측정값과 비교하였고, Fig. 8에 보인 것처럼, 최대 2.1%의 오차를 갖도록 하였다.

또한 각 센서의 측정값을 토대로 불확실성 해석을 진행하였다. 각각의 측정값에 대하여 200 개 이상의 샘플을 취득하여 불확실성 해석을 진행하였으며, 그 결과를 Table 2에 나타내었다. 각 측정값은 서로 다른 센서를 이용하여 측정되었기 때문에 서로 독립적이다. 토크의 측정이 가장 큰 경우

3.8%의 불확실성을 가지는 것을 확인하였으나, 펌프 간 상대적 비교를 위해서는 충분한 신뢰도를 제공해주었다.

5. 결 론

본 연구에서는 다양한 혈액펌프의 성능을 객관적으로 비교 분석하기 위한 혈액펌프 성능 평가 장치를 제작하였다. 펌프의 성능을 나타낼 수 있는 유량과 압력을 측정하였는데, 제작사에서 제시한 유량에 따른 압력 데이터와 비교할 때, 우리의 성능평가 장치는 5% 이내의 오차를 보여 신뢰할 수 있는 측정이 이루어졌음을 보여 주었다. 또한 글리세린 수용액을 이용하여 혈액의 물성과 유사한 조건에서 실험을 진행하였다. 순수한 물을 사용한 경우와 대비하여, 일반적인 혈액과 동일한 점성을 가지는 40% 글리세린 수용액은 효율을 최대 약 10% 정도 낮추고, 혈액과 동일한 밀도를 갖는 유체는 질량 26% 글리세린 수용액은 압력을 최대 약 15% 정도 높이는 것으로 측정되었는데, 이러한 결과는 물을 사용한 실험으로부터 혈액을 사용했을 때의 조건을 예측할 수 있도록 해준다. 본 연구 결과는 다양한 형상의 상용혈액펌프의 비교 및 분석을 위하여 사용될 수 있을 것이다.

후 기

본 연구는 보건복지부의 재원으로 한국보건산업진흥원의 보건의료기술연구개발사업 지원에 의하여 이루어진 것임 (HI14C-0746-030014).

References

- (1) Zhang, J., Gellman, B., Koert, A., Dasse, K. A., Gilbert, R. J., Griffith, B. P., and Wu, Z. J. 2006, "Computational and experimental evaluation of the fluid dynamics and hemocompatibility of the CentriMag blood pump." *Artificial Organs*, Vol. 30, No. 3, pp. 168~177.
- (2) Slaughter, M. S., Rogers, J. G., Milano, C. A., Russell, S. D., Conte, J. V., Feldman, D., and Frazier, O. H., 2009, "Advanced heart failure treated with continuous-flow left ventricular assist device." *New England Journal of Medicine*, Vol. 361, No. 23, pp. 2241~2251.
- (3) Tamari, Y., Lee-Sensiba, K. E. R. R. I., Leonard, E. F., Parnell, V., and Tortolani, A. J., 1993, "The effects of pressure and flow on hemolysis caused by Bio-Medicus centrifugal pumps and roller pumps. Guidelines for choosing a blood pump." *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, Vol. 106, No. 6, pp. 997~1007.
- (4) Takiura, K., Masuzawa, T., Endo, S., Wakisaka, Y., Tatsumi, E., Taenaka, Y., and Ito, K., 1998, "Development of Design Methods of a Centrifugal Blood Pump with In Vitro Tests, Flow Visualization, and Computational Fluid Dynamics: Results in Hemolysis Tests." *Artificial Organs*, Vol. 22, No. 5, pp. 393~398.
- (5) Shimono, T., Makinouchi, K., and Nose, Y., 1995, "Total erythrocyte destruction time: the new index for the hemolytic performance of rotary blood pumps," *Artificial Organs*, Vol. 19, No. 7, pp. 571~575.
- (6) Rosenson, R. S., McCormick, A., and Uretz, E. F., 1996, "Distribution of blood viscosity values and biochemical correlates in healthy adults." *Clinical Chemistry*, Vol. 42, No. 8, pp. 1189~1195.
- (7) Gallagher, E. G. and Pearson, D. T., 1973, "Ultrasonic identification of sources of gaseous microemboli during open heart surgery." *Thorax*, Vol. 28, No. 3, pp. 295~305.