

## 수치해석을 통한 ECMO용 원심형 혈액 펌프 설계

최 신 화,<sup>1</sup> 허 남 건,<sup>\*2,3</sup> M. Moshfeghi,<sup>2</sup> 강 성 원,<sup>3</sup> 김 원 정,<sup>3</sup> 강 신 형<sup>4</sup>

<sup>1</sup>서강대학교 대학원 기계공학과

<sup>2</sup>서강대학교 다중현상 CFD 연구센터(ERC)

<sup>3</sup>서강대학교 기계공학과

<sup>4</sup>서울대학교 기계항공공학부

### DESIGN OF A CENTRIFUGAL BLOOD PUMP FOR ECMO DEVICE THROUGH NUMERICAL ANALYSES

S. Choi,<sup>1</sup> N. Hur,<sup>\*2,3</sup> M. Moshfeghi,<sup>2</sup> S. Kang,<sup>3</sup> W. Kim<sup>3</sup> and S.H. Kang<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Dept. of Mechanical Engineering, Graduate School, Sogang Univ.

<sup>2</sup>Multi-Phenomena CFD Engineering Research Center(ERC), Sogang Univ.

<sup>3</sup>Dept. of Mechanical Engineering, Sogang Univ.

<sup>4</sup>Dept. of Mechanical and Aerospace Engineering, Seoul National Univ.

*With the rapid increase in the number of patients with cardiopulmonary diseases, more cardiopulmonary circulatory assist devices are also needed. These devices can be employed when heart and/or lung function poorly. Due to the critical role they take, these devices have to be designed optimally from both mechanical and biomechanical aspects. This paper presents the CFD results of a baseline model of a centrifugal blood pump for the ECMO condition. The details of flow characteristics of the baseline model together with the performance curves and the modified index of hemolysis(MIH) are investigated. Then, the geometry of baseline impeller and the volute are modified in order to improve the biomechanical performance and reduce the MIH value. The numerical simulations of two cases represent that when impeller radius and prime volume decrease the MIH value also decreases. In addition, the modified geometry shows more uniform pressure distribution inside the volute. The findings provide valuable information for further modification and improvement of centrifugal blood pumps from both mechanical and biomechanical aspects.*

**Key Words :** 전산유체역학(CFD), 원심형 혈액 펌프(Centrifugal Blood pump), ECMO(Extra Corporeal Membrane Oxygenation)

### 1. 서 론

현재 45세 이상의 성인의 2.5%가 중증도의 심부전을 앓고 있으며 선진국에서는 심혈관 질환에 의한 사망률이 증가하고 있다[1]. 심혈관 질환 환자가 증가함에 따라 심장과 폐가 제 기능을 수행하지 못할 때를 위한 다양한 심폐순환 보조장치가 개발되고 있다. 이러한 심폐순환 보조장치는 보조하는 장기에 따라서 크게 2가지로 나눌 수 있다. 첫 번째 보조장치는

심부전 환자를 위한 심실보조장치(Ventricular Assist Device, VAD)이다. VAD는 심장을 보조하기위한 혈액 펌프와 구동 장치로 구성되며 보다 낮은 수두(head)를 가진다. 두 번째 보조장치는 중증도 심부전 혹은 호흡부전 환자를 위한 체외 막산소공급장치(Extra Corporeal Membrane Oxygenation, ECMO)이다. 체외에서 구동되는 ECMO는 심장과 폐를 동시에 보조해야하기 때문에 보다 높은 수두를 가지며 혈액 펌프, 구동 장치 그리고 산화장치로 구성된다. 본 논문에서는 심폐순환 보조장치 중 체외에서 구동되는 ECMO용 혈액 펌프를 설계하였다. 새로운 혈액 펌프의 기본 모델을 결정하기 위하여 상용 펌프들의 시뮬레이션 실험 결과를 참고하였다. Chang et al.[2]은 4종류의 상용 혈액펌프를 이용하여 펌프 내 유동 특성과 생체역학적인 인자(용혈, 적혈구의 파괴에 의해 적혈구

Received: March 9, 2016, Revised: March 31, 2016,

Accepted: March 31, 2016.

\* Corresponding author, E-mail: nhur@sogang.ac.kr

DOI <http://dx.doi.org/10.6112/ksfce.2016.21.1.103>

© KSCFE 2016

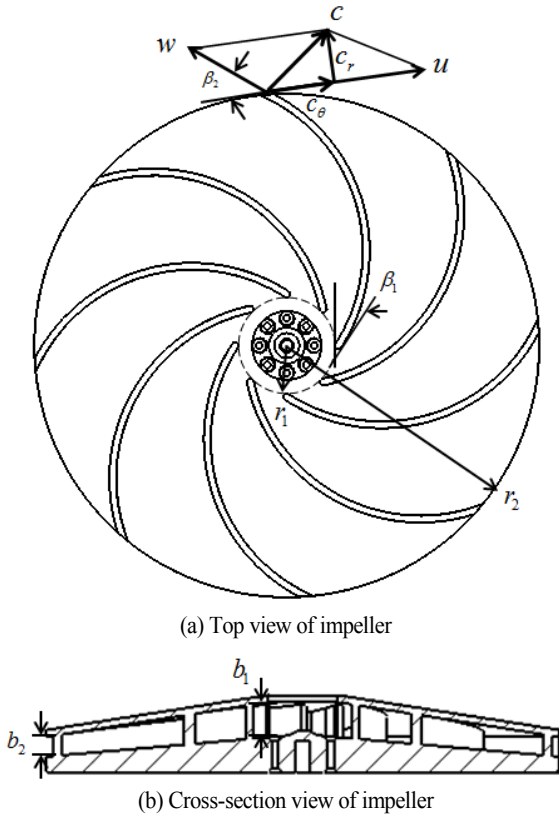


Fig. 1 Impeller design parameter convention

내 헤모글로빈이 유출되는 현상)을 조사하였다. 이를 이용하여 기본 모델의 전체 형상 및 임펠러의 형상을 결정하였다. 기본 모델을 토대로 Prototype 1을 설계하였고 임펠러 및 전체 펌프의 크기가 펌프의 수두 또는 용혈 등에 미치는 영향을 조사하기 위하여 회전수를 증가시켜 임펠러 및 전체 펌프의 크기를 각각 25%, 21% 감소시켜서 Prototype 2를 설계하였다. 두 가지 Prototype 펌프의 정상 CFD 시뮬레이션(steady state CFD simulation)과 비정상 CFD 시뮬레이션(unsteady state CFD simulation)을 통해서 임펠러의 크기 및 펌프의 부피가 펌프 내 유동장과 기계적인 성능, 생체 역학적 인자에 미치는 영향에 대하여 조사하였다. 이렇게 얻은 결과는 추후에 설계할 새로운 Prototype 펌프의 전체 펌프의 부피 및 임펠러의 크기를 결정하는데 기초 자료로 활용하고자 한다.

## 2. 혈액 펌프 설계

### 2.1 임펠러 설계

앞선 연구 결과로 슈라우드가 있고 익형 형태의 날개를 가

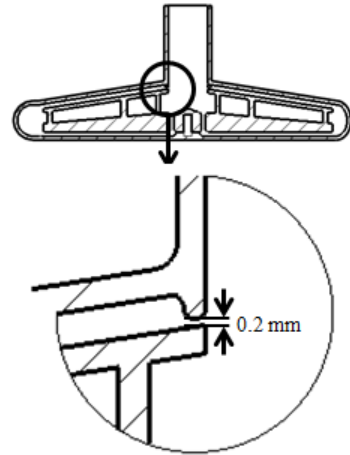


Fig. 2 Cross-section view of pump and detail view of bridge

지는 임펠러와 볼루트 타입의 케이싱을 가지는 Rotaflo 모델의 성능이 가장 높고 용혈 수치가 가장 낮은 것을 확인하였다[2]. 이 결과를 토대로 기본 모델의 임펠러를 Fig. 1과 같이 슈라우드가 있고 날개는 날 형태로 설계하였다. 또한, 케이싱과 슈라우드 사이의 공간을 통해 임펠러 입구로 재유입되는 유동의 양을 조절하고 임펠러 입구에서의 와류를 줄이기 위하여 좁은 간극을 설계하였다(Fig. 2). 임펠러 하단에 베어링과 축을 이용하여 임펠러가 고정되므로 회전에 의한 임펠러의 동역학적 흔들림은 최소화 된다.

상용 펌프인 Rotaflo의 날개의 개수는 4개인데 날개의 개수는 적을수록 날개 사이의 재순환이 크게 발생하여 펌프의 전체 수두가 떨어지므로 Prototype 1에서는 8개의 날개를 생성하여 재순환을 줄이고자 한다. 총 8개 날개의  $\beta_1$ ,  $\beta_2$  날개의 형상은 모두 같다. 본 논문에서는 날개를 설계하기 위하여  $\beta_2$ 를 정하고  $\beta_1$ 은 속도 삼각형을 고려한 아래의 식을 이용해서 계산한다(Fig. 1).

$$\beta_1 = \text{atan}(c_{m1}/w_{\theta_1}) \tag{1}$$

여기서  $c_{m1} = Q_{\text{임펠러입구}}/A_{\text{임펠러입구}}$ 이고  $w_{\theta_1} = u_1 - c_{\theta_1}$ 이다. 또한,  $\beta_1$ 과  $\beta_2$ 사이의 반지름에 따른 날개의 형상은 아래의 식을 이용하여 계산한다.

$$r(i) = d_1/2 + dr \cdot (i - 1) \tag{2}$$

$$b(i) = b_1 - dbdr \cdot (r(i) - d_1/2) \tag{3}$$

$$\beta(i) = \text{acos}(\cos b) \cdot 180/\pi \tag{4}$$

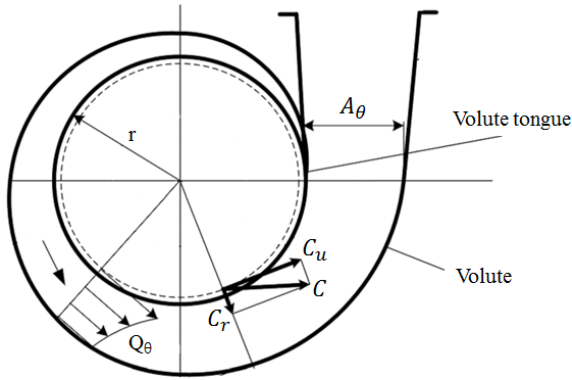


Fig. 3 Schematic geometry of volute

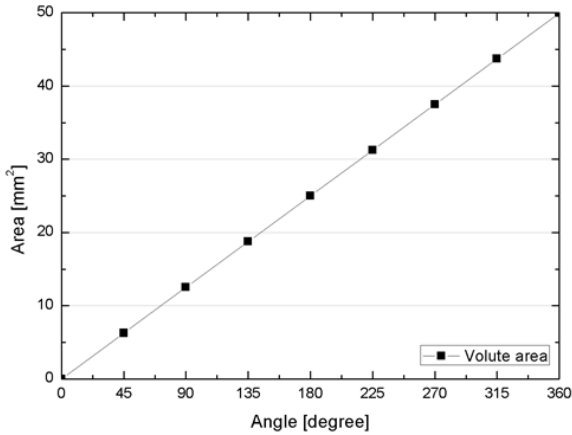


Fig. 4 Volute area

여기서  $dr = (d_2 - d_1) / (nm - 1)$  이고  $d_1$  = 임펠러 입구 지름,  $d_2$  = 임펠러 출구 지름,  $nm$  = 날개면 위의 격자점 수 이고  $dbdr = 2 \times (b_1 - b_2) / (d_2 - d_1)$ ,  $b_1$  = 임펠러 입구 높이,  $b_2$  = 임펠러 출구 높이 이다.

**2.2 볼루트 설계**

임펠러로부터 고속으로 토출된 유체의 속도 에너지를 압력 에너지로 변환하는 나선형 형태의 케이싱이 볼루트이다. 본 논문에서는 Pump handbook[3]을 참고하여 볼루트의 곡선설계 방법 중 Stepanoff의 CMV 기법을 적용하였다. CMV 기법은 볼루트 내부의 속도가 일정하다고 가정하는 방법으로 그 수식은 아래와 같다(Fig. 3).

$$A_\theta = \frac{Q_\theta}{C_m} \tag{5}$$

여기서  $C_m$  = 평균 속도이다. Fig. 4에서 CMV 기법을 이용한 설계 결과로서 각도에 따른 면적의 변화를 나타내었다.

**3. 수치해석 기법**

**3.1 지배방정식**

본 논문에서 사용된 지배방정식은 아래와 같다.

$$\nabla \cdot u = 0 \tag{6}$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \cdot \nabla u = -\nabla \left( \frac{P}{\rho} \right) + \nu \nabla \cdot \nabla u \tag{7}$$

여기서  $u$ 는 속도이고  $P$ 는 압력이며  $\nu$ 는 동점성계수이다.

혈액 펌프의 회전수는 1200 ~ 3700 rpm 이므로(임펠러 지름에 대한 Reynolds number는 약  $1.2 \times 10^5$ 이다.) 난류를 가정해야한다. 본 해석에서는 난류효과를 고려하기 위하여 standard k- $\epsilon$  turbulence model을 사용하였다.

또한, 혈액은 비뉴턴 유체이므로 혈액의 점성을 구현하기 위하여 Carreau model이 사용되었다[4]. 이 수식은 아래와 같다.

$$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty) \left( 1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right)^{(n-1)/2} \tag{8}$$

여기서  $\lambda = 3.313$  s,  $n = 0.3568$ ,  $\mu_0 = 0.056$  Pa-s이며  $\mu_\infty = 0.00345$  Pa-s이다.

**3.2 용혈 해석**

용혈이란 혈액 속의 적혈구가 어떤 원인으로 파괴되어 적혈구 내부의 헤모글로빈이 혈장으로 유출되는 현상이다. 의료 장비에 의해 혈액이 체외에서 순환될 때 용혈을 발생시키는 혈액 손상도를 계산하기 위해 ASTM F1841-97은 three numerically-calculated indices를 제안하였다. F1841-97이 제안한 indices는 normalized index of hemolysis(NIH), normalized milligram index of hemolysis(mgNIH), modified index of hemolysis(MIH)로 총 3가지이다. 본 논문에서는 폐회로인 혈액 펌프 내의 전체 헤모글로빈 양에서 혈장으로 유출된 헤모글로빈의 증가량을 측정하는 MIH를 고려하였다.

실험 결과를 기반으로 Wurzinger et al.[5]과 Giersiepen et al.[6]은 power-law-based model을 제안하였다. 이 수식은 아래와 같다.

$$D = C \tau^\alpha t^\beta \tag{9}$$

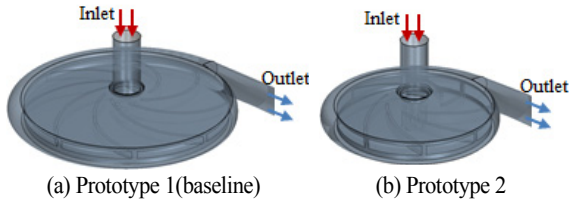


Fig. 5 Isometric view of the investigated pumps

여기서  $C = 3.62 \times 10^{-7}$ ,  $\alpha = 2.416$ ,  $\beta = 0.785$ 이며 이 상수들은 실험 결과의 회귀 분석을 통해 결정되었다. 또한,  $\tau$ 는 전단 응력이다.

식 (9)에서  $\tau$ 를 계산하기 위하여 폰 미세스 응력을 이용한 다. 이는 전단 응력 편도함수의 6개의 성분으로부터 구할 수 있으며 수식은 아래와 같다.

$$\tau_{vm} = \left[ \frac{1}{2} [(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{yy} - \sigma_{zz})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{xx})^2 + 6(\sigma_{xy}^2 + \sigma_{yz}^2 + \sigma_{zx}^2)] \right]^{\frac{1}{2}} \quad (10)$$

MIH를 계산하기 위하여 Garon and Farinas[7], Farinas et al.[8]은 해석 도메인에서 손상 함수의 체적 적분을 통해서 혈액 손상을 계산하는 수치 기법을 제안하였다. 이 수식은 아래와 같다.

$$D_t = D^{1/0.785} = (3.62 \times 10^{-7})^{1/0.785} \tau^{2.416/0.785} t \quad (11)$$

여기서  $D_t$ 는 선형 손상,  $\tau$ 는 전단 응력이다.

전단 응력이 부피 내에서 일정하다고 가정하면 선형 손상은 아래와 같다.

$$\frac{d}{dt} D_t = (3.62 \times 10^{-7})^{1/0.785} \tau^{2.416/0.785} \quad (12)$$

$$\overline{D}_t = \frac{1}{Q} \int_V (3.62 \times 10^{-7})^{1/0.785} \tau^{2.416/0.785} dV \quad (13)$$

$$D(\tau, t) = (\overline{D}_t)^{0.785} \quad (14)$$

$$MIH = D(\tau, t) \times 10^6 \quad (15)$$

여기서  $D_t$ 는 선형 손상,  $\tau$ 는 전단 응력,  $\overline{D}_t$ 는 평균 선형 손상,  $Q$ 는 펌프의 출구를 통과하는 유량이다.

Chang et al.[9]이 나타난 시뮬레이션과 실험의 비교 결과를

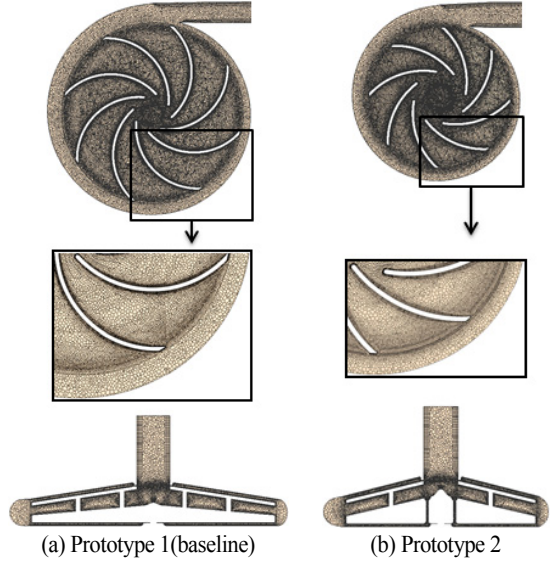


Fig. 6 Mesh arrangement of the investigated pumps

보면 시뮬레이션을 통한 MIH가 잘 예측됨을 알 수 있다.

## 4. 혈액 펌프 해석 모델

### 4.1 해석 모델

앞서 언급한 설계 방법을 이용하여 Prototype 1, Prototype 2를 설계하였고 두 가지 모델을 이용하여 정상 및 비정상 CFD 시뮬레이션을 수행하였다. Prototype 2는 Prototype 1을 기반으로 임펠러의 크기와 전체 펌프 볼륨의 차이의 영향을 비교하기 위하여 회전수를 높여 전체 펌프의 볼륨과 임펠러의 크기를 각각 21%, 25% 줄여 설계하였다(Fig. 5). 두 모델의 펌프의 볼륨, 임펠러 직경 등 자세한 설계 치수는 Table 1에 나타나있다.

### 4.2 해석 격자 및 해석 조건

3-D computer aided design software(SOLIDWORKS, 2012, Dassault systems)를 이용하여 삼차원 모델링을 하였고 격자는

Table 1 Dimensions of the investigated pumps

	Prototype 1 (baseline)	Prototype 2
Volume[mL]	95	75
Radius of Impeller[mm]	37	27
$\beta_1$ [degree]	33	16
$\beta_2$ [degree]	30	40

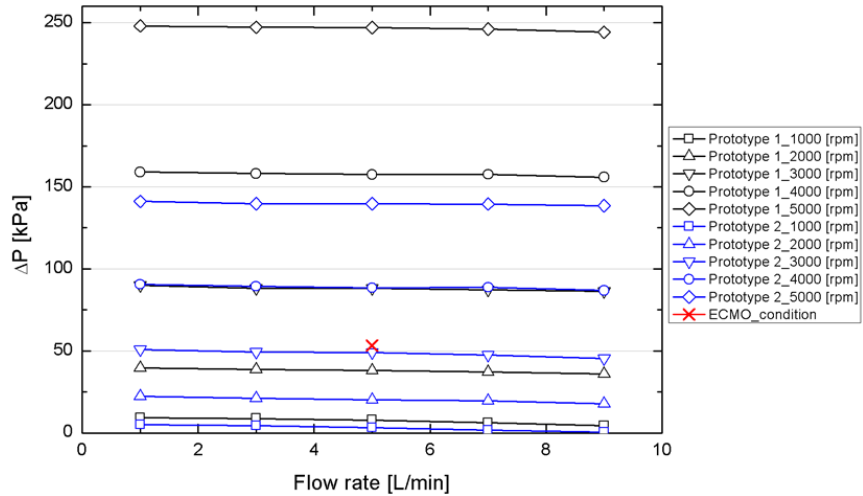


Fig. 7 Pump characteristic curve

STAR-CCM+ v.9.06를 사용하여 다면체 격자(polyhedral mesh)를 생성하였고 격자는 Chang et al.[9]이 검증한 바와 같이 첫 번째 격자의 간격이 0.024 mm이고 6장의 prism layers를 사용하였다. 또한, 가장 작은 격자의 크기는 0.25 mm이고 가장 큰 격자의 크기는 1.0 mm이다(Fig. 6). 임펠러의 회전 효과를 모사하기 위하여 sliding grid 기법을 적용하였다. sliding grid 기법은 격자를 실제로 회전시키는 영역과 고정된 영역 사이에 계면이 존재하고, 이 계면에서 회전하는 격자와 고정된 격자가 매 시간 간격마다 임의로 맞물리는 방법이다.

### 5. 결과 및 토의

본 연구에서는 두 가지의 prototype 펌프를 설계하고 펌프 내부의 유동 특성 등을 알아보기 위해 다양한 유량(1 ~ 9 L/min)과 회전 수(1000 ~ 5000 rpm)에 대하여 정상 CFD 시뮬레이션을 수행하여 성능 곡선을 작성하였다. 또한, 특정 작동 조건인 ECMO 조건(유량 = 5 L/min, 압력차 = 53 kPa)에서의 시간에 따른 용혈 및 유동 특성을 연구하기 위하여 비정상 CFD 시뮬레이션을 수행하였다. 해석의 수렴성은 펌프 내 유동장의 특정 점들의 압력, 속도 그리고 질량 보존, 모멘트의 잔여량으로 판단하였다.

Fig. 7은 펌프들의 전체적인 경향성을 파악하기 위하여 정상 CFD 시뮬레이션을 통해 다양한 유량(Q)과 다양한 회전수에 따른 펌프의 압력차(ΔP)를 성능 곡선으로 나타내었다. Fig. 7에서 알 수 있듯이 두 펌프 모두 동일한 경향성을 나타내며 유량이 증가할수록 압력차가 감소한다. 같은 회전수내에서 유량에 따른 최대 압력차는 약 5000 Pa이다. 일반적으로

원심형 펌프에서는 임펠러의 입구, 출구의 면적의 차이와 반지름의 크기가 펌프의 압력차에 영향을 미친다.

임펠러 반지름이 작고 임펠러 입구, 출구의 면적 차이가 클수록 같은 회전수에서 압력차가 적다.

위와 같은 이유로 Table 2를 보면 prototype 2의 임펠러 반지름이 더 작고 임펠러 입구, 출구의 면적 차이가 보다 크기 때문에 ECMO 조건인 53 kPa의 압력차가 나오기 위해서 보다 빠른 회전수가 필요하다.

Fig. 8은 ECMO 조건에서 각 펌프의 속도 분포를 나타내었다. 예상했던 바와 같이 두 가지 펌프 모두 임펠러 끝단에서 빠른 속도 분포를 보였다. 특히 임펠러 우측 끝단에서는 재순환의 영향으로 보다 높은 속도가 분포한다. 두 펌프의 속도 분포를 비교하면 prototype 2 임펠러 내부의 속도가 prototype 1에 비하여 보다 균일한 것을 알 수 있다.

또한, Fig. 8 하단의 정면도를 통해 임펠러 내부의 유동장에 대해 알 수 있다. 펌프의 입구와 슈라우드 사이의 간극으로 인하여 면적이 줄어들면서 빠른 속도의 유동이 형성된다. 이 유동 때문에 임펠러 입구 부분에 와류가 형성된다.

Fig. 9은 ECMO 조건에서의 각 펌프의 압력차를 나타내었고 이 때 압력 기준점은 펌프의 입구이다. 두 가지 펌프 모두 볼루트 출구에 가까워질수록 압력이 높아진다. Fig. 8에서 나

Table 2 ECMO operating condition and MIH values

	Prototype 1 (baseline)	Prototype 2
Pressure difference[kPa]	53	53
Flow rate[L/min]	5	5
Rotational speed[rpm]	2368	3120

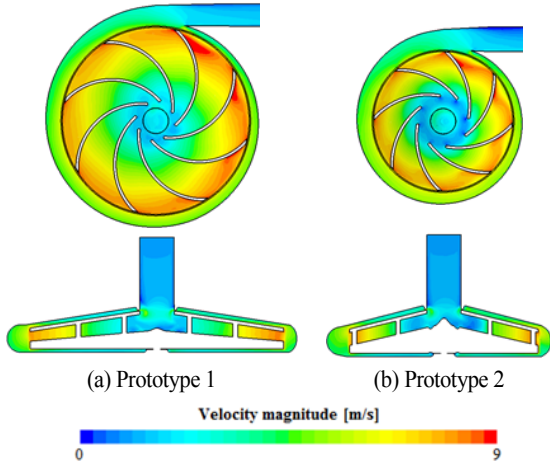


Fig. 8 Velocity magnitude for investigated pumps

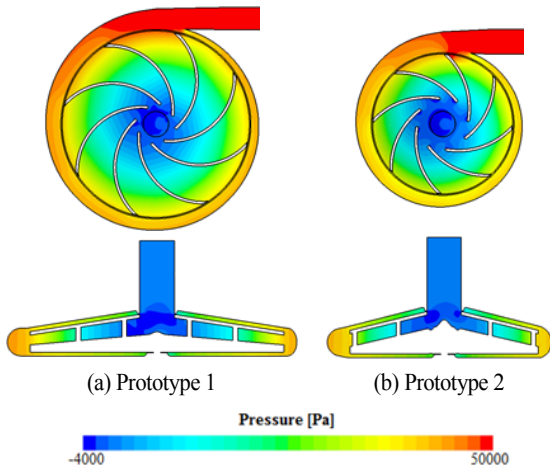


Fig. 9 Pressure distribution for investigated pumps

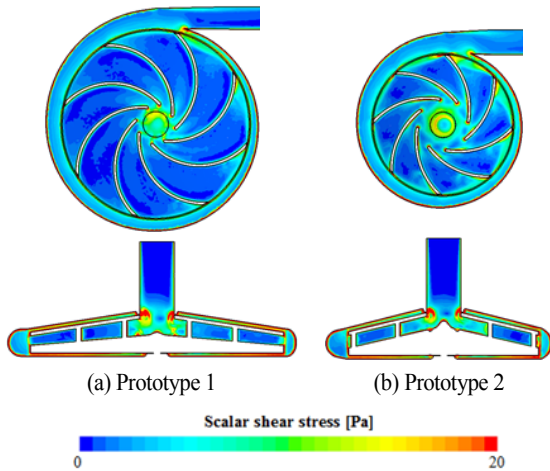


Fig. 10 Scalar shear stress distribution for investigated pumps

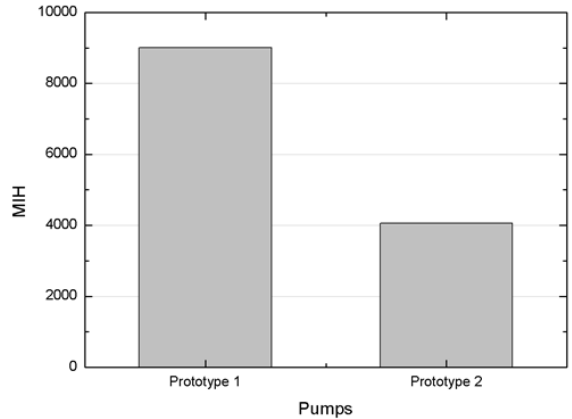


Fig. 11 MIH values for investigated pumps

다만 임펠러 내부의 속도 분포로 인하여 우측 볼루트 압력이 좌측에 비하여 낮은 것을 알 수 있고 Prototype 2가 임펠러 내부 및 볼루트에서 더 균일한 압력 분포를 보인다. 또한, Fig. 9 하단의 정면도를 통해 임펠러 내부의 압력 변화에 대해 알 수 있다. 펌프의 입구 라인과 임펠러 입구가 만나는 부분에서 최저압력을 형성하는데 이는 입구를 따라서 유입되는 혈액이 임펠러 내부로 퍼지면서 유동공간이 넓어지기 때문이고 추가적으로 케이싱과 임펠러 슈라우드 사이의 간극에 의해서 매우 빠른 유체 흐름의 형성 때문이다.

Fig. 10은 ECMO 조건에서 스칼라 전단 응력의 발생 위치를 나타내는데 스칼라 전단 응력은 식 (9)-(15)에 의해 용혈 해석에서 중요한 인자이다. 볼루트의 내벽과 임펠러의 외벽에서 높은 스칼라 전단 응력이 발생하고 케이싱과 임펠러 슈라우드 사이의 간극의 영향으로 강한 와류 및 스칼라 전단 응력이 발생함을 알 수 있다.

Fig. 11은 ECMO 조건에서 각 펌프의 MIH 값을 나타내었다. Prototype 2가 더 낮은 압력차로 인하여 보다 빠르게 회전함에도 불구하고 prototype 1에 비하여 용혈이 적게 일어나 더 작은 MIH 값을 가진다. 이 때 prototype 1과 2의 MIH 값 차이는 약 55%로 매우 큰 것을 알 수 있다. 이 결과를 토대로 회전수의 변화는 용혈에 큰 영향을 미치지 않는 것을 알 수 있다.

## 6. 결 론

본 연구에서는 두 가지의 prototype 펌프를 설계하고 펌프의 볼륨과 임펠러 크기의 차이가 펌프의 기계적 성능에 미치는 영향의 경향성을 알아보기 위하여 다양한 유량(1 ~ 9 L/min)과 회전수(1000 ~ 5000 rpm)에 대하여 정상 CFD 시뮬레이션을 수행하여 성능 곡선을 작성하였다. 또한, 특정 작

동 조건인 ECMO 조건(유량 = 5 L/min, 압력차 = 53 kPa)에서의 시간에 따른 용혈 및 유동 특성을 연구하기 위하여 비정상 CFD 시뮬레이션을 수행하였다. 성능 곡선을 보면 두 펌프 모두 유량이 증가할수록 압력차가 감소하는 동일한 경향성을 나타낸다. 속도 분포의 결과를 통하여 두 가지의 펌프 모두 유동의 재순환에 의하여 우측 임펠러 끝단에서 보다 높은 속도가 분포한다는 것을 알 수 있었다. 이러한 속도 분포로 인하여 볼루트 내부의 압력 불균일이 야기된다. 또한, 케이싱과 임펠러 슈라우드 사이의 좁은 간극에 의하여 임펠러 입구에 빠르고 복잡한 유동이 형성되고 이로 인하여 임펠러 입구에 매우 낮은 압력이 나타나는 것을 알 수 있다. 또한, 각 펌프의 생체역학적 인자인 용혈이 발생하는 정도를 MIH 값으로 비교하기 위해 비정상 CFD 시뮬레이션을 통하여 ECMO 조건에 대한 수치해석을 진행했다. 해석 결과 Prototype 2가 Prototype 1에 비해 용혈이 적게 일어남을 알 수 있는데 이는 곧 적혈구가 파괴되는 정도가 적은 것을 의미한다. 위의 용혈 해석 결과를 토대로 임펠러의 회전수보다 펌프의 볼륨과 임펠러의 크기가 용혈에 큰 영향을 미친다는 것을 알 수 있다.

## 후 기

본 연구는 보건복지부의 재원으로 한국보건산업진흥원의 보건의료기술연구개발사업 지원을 받아 수행한 연구 과제입니다(No : HI14C0746).

## Note

This paper is a revised version of a paper "Numerical Study for Design of Centrifugal Blood Pump in ECMO condition" presented at the KSCFE 2015 Autumn Annual meeting, Ansan, Hanyang University ERICA, October 29-30, 2015.

## References

- [1] 1991, O'Conner, L., "Engineering a replacement of human heart," *Mech Eng*, Vol.1, pp.37-43.
- [2] 2015, Chang, M., Hur, N., Moshfeghi, M., Kang, S., Kim, W. and Kang, S.H., "A Numerical Study on Mechanical Performance and Hemolysis for Different Type of Centrifugal Blood Pumps," *IMECE 2015*.
- [3] 1986, Karassik, I.J. and Messina, J.P., "Pump hand book second edition," *McGraw-Hill*.
- [4] 1972, Carreau, P.J., "Rheological Equations from Molecular Network Theories," *Journal of Rheology*, Vol.16, pp.99-127.
- [5] 1986, Wurzinger, L.J., Opitz, R. and Eckstein, H., "Mechanical Bloodtrauma. An overview," *Angeologie*, Vol.38, pp.81-97.
- [6] 1990, Giersiepen, M. and Wurzinger, L.J., "Estimation of Shear Stress-related Blood Damage in Heart Valve Prostheses-In Vitro Comparison of 25 Aortic Valves," *Artificial Organs*, Vol.13, pp.300-306.
- [7] 2004, Garon, A. and Farinas, M.I., "Fast Three-dimensional Numerical Hemolysis Approximation," *Artificial Organs*, Vol.28, pp.1016-1025.
- [8] 2006, Farinas, M.I., Garon, A., Lacasse, D. and N'dri, D., "Asymptotically Consistent Numerical Approximation of Hemolysis," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.128, pp.688-696.
- [9] 2015, Chang, M., Hur, N., Moshfeghi, M., Kang, S., Kim, W. and Kang, S.H., "Investigation on Mechanical and Bio-mechanical Performance of a Centrifugal Blood Pump," *Journal of Computational Fluids Engineering*, Vol.20, pp.88-95.