

혈액펌프내 혈액 변성 예측에 대한 Lagrangian 및 Eulerian 기법의 평가

홍성민,¹ 손창근,¹ 강성원,^{*2,3} 허남건,^{2,3} 김원정,^{2,3} 강신형⁴

¹서강대학교 대학원 기계공학과
²서강대학교 다중현상 CFD 연구센터(ERC)
³서강대학교 기계공학과
⁴서울대학교 기계항공공학부

EVALUATION OF LAGRANGIAN AND EULERIAN APPROACHES FOR PREDICTION OF HEMOLYSIS IN BLOOD PUMPS

S. Hong,¹ C. Son,¹ S. Kang,^{*2,3} N. Hur,^{2,3} W. Kim^{2,3} and S.H. Kang⁴

¹Dept. of Mechanical Engineering, Graduate School, Sogang Univ.

²Multi-Phenomena CFD Engineering Research Center(ERC), Sogang Univ.

³Dept. of Mechanical Engineering, Sogang Univ.

⁴Dept. of Mechanical and Aerospace Engineering, Seoul National Univ.

A blood pump is an important part of a cardiac assist device. Since the shear rate in blood is known to be a primary factor on hemolysis generation, it has been very important to evaluate hemolysis inside blood pumps for understanding performance and reliability of cardiac assist devices. In this study, hemolysis generation inside blood pumps is analyzed using CFD with power-law based models for the blood damage index(BDI), in order to overcome difficulties in measuring hemolysis by experiment. The BDI values in blood pumps can be evaluated using Lagrangian or Eulerian approaches. In this study, several Lagrangian and Eulerian approaches are compared to estimate the efficiency of the numerical methods in a practice sense. It is found that the Eulerian approaches are advantageous in terms of the efficiency and robustness. Two different Eulerian approaches are used to evaluate the BDI values of a few commercial blood pumps. For the conditions of extracorporeal membrane oxygenator(ECMO) and ventricular assist device(VAD), local generation of hemolysis is analyzed using divided regions of blood pumps, in order to investigate the effects of the pump geometry.

Key Words : 혈액펌프(Blood Pump), 전산유체역학(CFD), 혈액변성(Hemolysis), 혈액과괴도(Blood Damage Index)

1. 서 론

의료기기분야에서 인공 순환장치의 시장규모가 큰 성장세에 있으며 따라서 이에 대한 연구가 활발하게 진행되고 있다. 혈액펌프는 많은 구성장치를 가진 인공 순환장치에서 중요한 역할을 하고 있다. 다양한 혈액펌프들이 개발 및 출시되어 현장에서 사용되고 있다. 인간의 생명 유지에 사용되는 혈액펌프의 특성상 효율성보다 안정성이 중요하다. 혈액 펌프의 안정성을 평가하는 기준 중에 hemolysis라고 불리는 혈액 속의

헤모글로빈의 파괴정도를 나타내는 수치인 index of hemolysis (IH), normalized index of hemolysis(NIH)와 modified index of hemolysis(MIH) 등이 소개되었다[1]. 이러한 수치들은 실제의 혈액을 측정을 통해서 구해진다. 의료기기의 특성상 인간의 혈액을 이용하여 실험해야하는 한계성이 있다. 이러한 이유로 시뮬레이션을 통해서 hemolysis를 수치화의 필요성이 제기되었다. Hemolysis를 수치화하기 위해 노출시간과 전단응력을 이용하여 실험값과 비교를 통해 modeling을 하여 혈액에서 헤모글로빈의 파괴되는 확률을 blood damage index(BDI)로 나타내는 연구가 기존에 수행되어 왔다[2].

BDI를 구하기 위해 수행하는 시뮬레이션에는 보통 Lagrangian 기법이 사용되어 각 입자에 작용되는 전단응력과 노출시간을 적용한다[2-5]. Lagrangian 기법은 입자를 통해 계산하기 때문에 비용소모가 크다. 이러한 단점을 극복하기 위

Received: July 26, 2015, Revised: September 14, 2015,

Accepted: September 15, 2015.

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

DOI <http://dx.doi.org/10.6112/kscfe.2015.20.3.79>

© KSCFE 2015

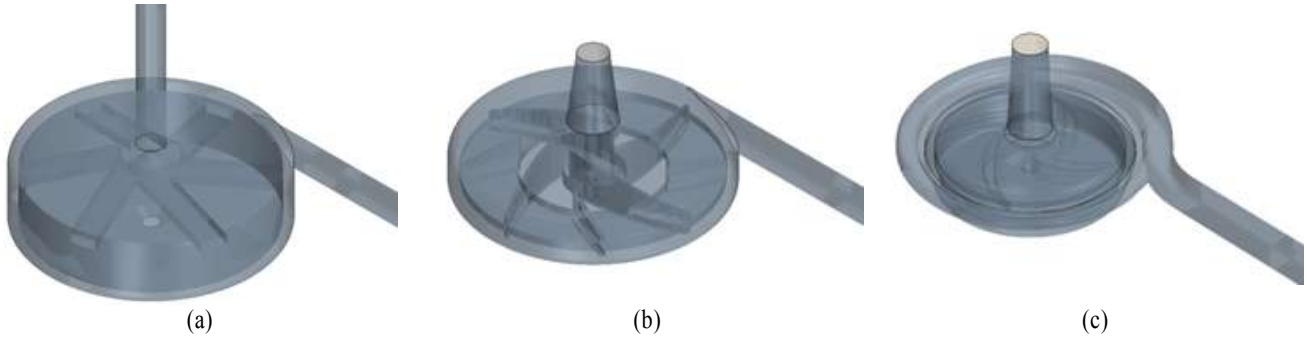


Fig. 1 Geometries of three commercial blood pumps

해 Eulerian 기법을 적용하여 hemolysis를 비교 분석한 연구 또한 수행되었다[6]. 본 연구에서는 Lagrangian 기법과 Eulerian 기법을 혈액 펌프에 대하여 각각 수행하여 비교 분석하였다. 이의 분석 결과를 토대로 하여 Eulerian 기법을 이용해 실제 인공 순환장치에 사용되는 상용 혈액 펌프들의 BDI값 계산을 통하여 hemolysis를 분석하였다. 이를 바탕으로 3가지의 상용 혈액 펌프의 시뮬레이션을 통해 형상에 인한 hemolysis 정도를 파악 했다. 또한 혈액 펌프가 가지고 있는 형상에서 지역별로 hemolysis에 미치는 영향을 살펴보았다. 그리고 extracorporeal membrane oxygenator(ECMO)와 ventricular assist device(VAD) 조건들을 구현하여 각 혈액 펌프들의 수행조건에 따른 hemolysis를 분석하였다.

2. 수치해석 기법

2.1 모델 형상 및 지배 방정식

본 연구에서 Star-CCM+ Ver. 9.06을 통해서 3가지 모델의 혈액펌프 유동해석이 수행되었다. 3가지 모델은 Fig. 1과 같은 형태로 구성되어 있다. 모델 1은 shroud(덮개)가 있는 형태로 직선형의 impeller를 가지고 있다. 모델 2는 shroud가 없이 개방형 impeller를 가지고 있다. 모델 3은 shroud가 있으며 모델 1과 달리 곡선형의 impeller를 가지고 있다. 격자수는 모델 1부터 3까지 각각 270만, 290만, 280만 개로 구성하였다. 3가지 모델은 동일하게 polyhedral 격자로 구성되어 sliding interface를 이용하여 펌프의 impeller가 회전속도를 가지고 비정상 유동 조건에서 해석이 수행되었다.

본 연구에서 수행되는 혈액펌프 시뮬레이션에서는 비압축성 유동으로 가정하였으며, 작동 유체는 혈액이다. 지배방정식은 질량 및 운동량 보존 방정식인 연속 방정식과 Navier-Stokes 방정식으로 다음과 같이 표기된다.

$$\nabla \cdot u = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} + \nabla(uu) = -\nabla\left(\frac{p}{\rho}\right) + \nabla \cdot \left(\frac{\mu}{\rho} \nabla u\right) \quad (2)$$

여기서 u 와 p 는 각각 속도벡터와 압력을 나타낸다.

작동 유체를 혈액으로 설정 하였으므로 non-Newtonian 조건을 만족하기 위해 Carreau 모델을 적용하였다. Carreau 모델은 다음과 같은 식으로 표현된다.

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \left\{ 1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right\}^{(n-1)/2} \quad (3)$$

여기서 표기된 물성 값은 다음과 같다[7,8].

$$\lambda = 3.313 \text{ s}, n = 0.3568, \mu_0 = 0.056 \text{ Pa}\cdot\text{s}$$

$$\mu_{\infty} = 0.00345 \text{ Pa}\cdot\text{s}$$

본 연구에서 수행되는 혈액 펌프는 높은 회전속도 조건에서 수행되기 때문에 난류유동이 나타난다. 따라서 난류 모델은 standard k-epsilon 모델을 적용하였다.

2.2 Hemolysis model

이 장에서는 hemolysis를 나타내는 BDI에 대해 설명하였다. 또한 BDI를 계산하는 Lagrangian 기법(BDI-L1, L2)과 Eulerian 기법(BDI-E1, E2)을 설명하였다.

2.2.1 A power-law model

Hemolysis를 나타내는 수치로서 Blackshear et al.[2], Heuser & Optiz[3] and Giersiepen et al.[4]에서 제안 및 사용되었으며, 혈액이 파괴되는 확률을 나타내는 blood damage index(BDI)는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$BDI = \left(\frac{\Delta Hb}{Hb} \right) (\%) = Ct^a \tau^b \quad (4)$$

여기서 Hb는 헤모글로빈의 농도이다. C, a, b는 각각 상수를 나타내며 t는 노출시간 그리고 τ 는 전단응력을 나타낸다. 각 상수는 $C=3.62 \times 10^{-5}$, $a=0.785$, $b=2.416$ 으로 실험 결과를 통해 구해진 값이다. 그리고 Von Mises stress 값은 다음과 같이 계산된다.

$$\tau = \frac{\sqrt{\tau_{11}^2 + \tau_{22}^2 + \tau_{33}^2 - \tau_{11}\tau_{22} - \tau_{22}\tau_{33} - \tau_{11}\tau_{33} + 3(\tau_{12}^2 + \tau_{23}^2 + \tau_{13}^2)}}{\sqrt{3}}$$

$$\tau_{ij} = \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (5)$$

이 지수 법칙을 이용한 모델링은 층류 유동에서는 상당히 정확하게 측정이 된다. 그러나 공간 혹은 시간 따라 변하는 응력에 대해서는 이 수식을 적용하기 어렵다는 문제점이 존재한다.

2.2.2 Lagrangian 기법을 통한 BDI

Song et al.[9]과 Yano et al.[10]에 의해 복잡한 유동 계산을 위해 power-law model을 확장 및 적용시켰다. 기본적인 개념은 입자가 유선을 따라 이동하면서 발생하는 BDI값들을 합쳐서 계산이 된다. 따라서 각 유선의 지점마다 발생하는 BDI값을 계산해야하는 필요성이 있다. Lagrangian 기법을 이용하여 입자들에 작용하는 BDI값을 구함으로써 혈액 전체의 BDI값을 구할 수 있다. 이는 지수 법칙을 미분함으로써 쉽게 구할 수 있으며, 그 과정은 다음과 같다.

$$d(BDI) = aCt^{a-1}\tau^b dt \quad (6)$$

$$\Delta(BDI)_i = aCt_i^{a-1}\tau_i^b \Delta t_i \quad (7)$$

$$BDI-L1 = \sum_{i=1}^N aCt_i^{a-1}\tau_i^b \Delta t_i \quad (8)$$

주어진 위의 식 (8)대로 BDI를 구하게 되면 매우 작은 stress 값에도 시간에 따라 증가하게 예측되는 결과를 가져온다. 이러한 단점을 극복하기 위해서 Grigioni et al.[11]에 의해 total derivative를 바탕으로 한 BDI를 다음과 같이 계산되었다.

$$\Delta(BDI)_i = Ca \left[\sum_{j=1}^i \tau(t_j)^{\frac{b}{a}} \Delta t_j + D(t_0) \right]^{a-1} \tau(t_i)^{\frac{b}{a}} \Delta t_i \quad (9)$$

$$BDI-L2 = \sum_{i=1}^N Ca \left[\sum_{j=1}^i \tau(t_j)^{\frac{b}{a}} \Delta t_j + D(t_0) \right]^{a-1} \tau(t_i)^{\frac{b}{a}} \Delta t_i \quad (10)$$

위의 식에서 $D=t\tau^{\frac{b}{a}}$ 이며, t_0 는 관찰을 시작한 시점이다. 또한 이 모델은 식 (8)을 이용한 BDI-L1 모델의 단점을 완화시키며 이전 시간에 받았던 응력의 영향을 구현할 수 있는 장점이 있다.

2.2.3 Eulerian 기법을 통한 BDI

Eulerian 기법은 Lagrangian 기법에 비해 particle solver가 따로 필요 없는 장점이 있다. 이 장점을 이용해 수송방정식과 power-law model을 이용하면 BDI 값은 Garon and Farinas[12]에 의해 다음과 같이 표현되었다.

$$BDI-E1 = D = Ct^a \tau^b, D_I = D^{\frac{1}{a}} \quad (11)$$

$$\frac{d}{dt} D_I = \left(\frac{\partial}{\partial t} + \bar{u} \cdot \nabla \right) D_I = \sigma, \quad (12)$$

$$\sigma = C^{\frac{1}{a}} \tau^{\frac{b}{a}} \quad (13)$$

이 방정식에서 노출시간의 영향은 식 (12)로 표현된 편미분방정식의 시간 및 이류항에 내재적으로 포함되어 있다. Eulerian 기법은 Lagrangian 기법 보다 계산이 빠르다는 장점이 있다. 또한 정상상태와 wall에서 stationary하다는 가정이 성립할 경우, 수송방정식을 풀지 않은 simplified Eulerian 기법을 이용하여 BDI를 구하여 계산 효율의 장점을 극대화시킬 수 있다. 위의 가정들을 만족할 경우 간략화된 식은 다음과 같다.

$$\int_V (\bar{u} \cdot \nabla) D_I dV = \int_V \sigma dV \quad (14)$$

$$\int_S \bar{u} \cdot \bar{n} D_I = \int_V \sigma dV \quad (15)$$

여기서 S는 출구의 단면이며, 만약 입구에서 D값이 0이라면, 장치를 통과하는 동안 발생하는 BDI는 다음과 같이 유도된다.

$$Q\bar{D}_I = \int_V \sigma dV \quad (16)$$

$$\bar{D}_I = \frac{1}{Q} \int_V \sigma dV \quad (17)$$

$$BDI-E2 = (\bar{D}_I)^a \quad (18)$$

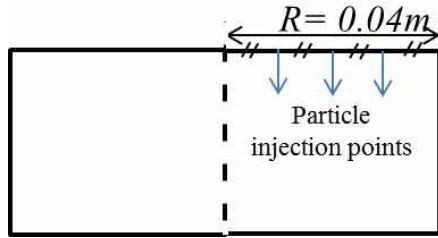


Fig. 2 Cross section of a pipe

Simplified Eulerian 기법은 Garon and Farinas[12]와 Chang et al.[13]에 의해 구체적인 검증이 이루어졌다.

3. 결과 및 분석

3.1 Lagrangian 과 Eulerian approach 비교 및 검증

시뮬레이션의 검증을 위하여 pipe laminar flow를 통해 BDI에 대한 해석 값과 시뮬레이션을 통한 계산값을 비교 하였다. 시뮬레이션은 Star-CCM+를 통해서 Lagrangian 기법을 구현하여 수행되었다. Fig. 2는 입자가 들어가는 파이프 단면을 보여 준다. Fig. 3는 입자가 들어가는 여러 지점에서의 전단응력 값을 나타낸 그림이다. 해석 값은 다음과 같이 계산된다.

$$\pi R^2 \bar{u} = \frac{Q}{\rho} \int_0^R k(R^2 - r^2) 2\pi r dr \quad (19)$$

$$k = \frac{Q}{\rho \int_0^R (R^2 - r^2) 2\pi r dr} \quad (20)$$

$$u = k(R^2 - x^2 - y^2) \quad (21)$$

위의 식들에서 나타나는 R과 r은 파이프의 반지름과 입자 위치의 반지름을 나타내며, x와 y는 입자 위치의 cartesian 좌표를 나타낸다. 전단응력인 τ는 식 (21)의 결과를 이용해 식 (5)를 통하여 계산하였다. 그 결과 Fig. 2에서 입구에서 들어간 입자에 대해 해석 값과 Lagrangian 기법(BDI-L1)을 이용한 결과와 잘 일치하는 것을 확인 할 수 있다. 또한 BDI-L1과 BDI-L2 모두 해석과 시뮬레이션 결과 값이 잘 일치하는

Table 1 Comparison of results of laminar pipe flow between analytic and numerical solutions

	BDI-L1 Simulation	BDI-L2 Simulation	BDI Analytic
r = 0.01 m	1.11×10^{-4}	1.11×10^{-4}	1.11×10^{-4}
r = 0.01 m	7.39×10^{-4}	7.37×10^{-4}	7.38×10^{-4}
r = 0.01 m	3.15×10^{-4}	3.10×10^{-4}	3.13×10^{-4}

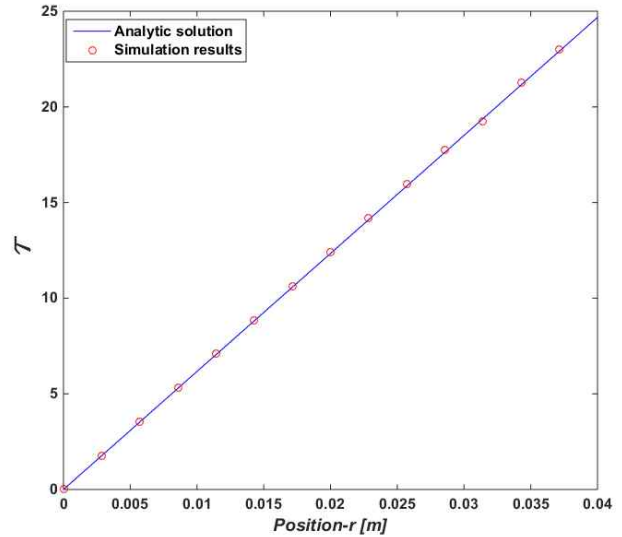


Fig. 3 Comparison of shear stress values between simulation and analytic solutions

것을 Table 1을 통해서 확인 할 수 있다.

혈액펌프에서 발생하는 hemolysis를 Lagrangian 기법과 Eulerian 기법으로 계산된 BDI 값들을 비교하기 위해 혈액 펌프 시뮬레이션을 수행하였다. 혈액펌프의 작동 조건으로 유량과 회전속도는 각각 8 L/min 과 3000 RPM 으로 수행하였다. Lagrangian 기법으로 구한 BDI 값은 42개의 입자에서 나타나는 평균값으로 계산되었다. Table 2에 나타난 결과에 따르면 ΔP 값이 제품에 주어진 값과 시뮬레이션 결과와 오직 10% 차이만 나타나고 있다. 그리고 각각 식 (8)과 (10)을 통해 계산된 BDI-L1과 BDI-L2 결과 값은 약 10% 정도의 차이만을 보였다.

Larangian 기법과 같은 조건아래 식 (11)과 (18)을 계산하여 Eulerian 기법을 이용하여 BDI 값을 계산 하고 Table 2에 표기 하였다. 이 Eulerian 기법을 사용한 결과 값은 Lagrangian 기법의 값 보다 크게 나타나고 있다. 이는 Taksin et al.[6]의 결과와 일치하는 경향을 보이고 있다. Eulerian 기법을 사용하면 입자 거동을 계산하지 않으므로 계산시간의 절감과 함께 입자가 빠져나가지 않는 문제가 사라져서 안정성이 향상된다는 장점을 고려해볼 때 충분히 유용한 기법으로 볼 수 있다. Hemolysis와 혈액펌프들의 특징에 따른 연관성의 분석을 위해 3가지 종류의 상용 혈액펌프에서 발생하는 BDI 값을 분석하였다. 3가지의 모델은 2절과 Fig. 1을 통해서 설명되었던 혈액

Table 2 Values of pressure increase and BDI of Model 1 with 8 L/min and 3000 RPM

	ΔP (Pa)	BDI-L1	BDI-L2	BDI-E1
CFD	9.46×10^4	0.332	0.372	0.576
Company data ΔP	1.05×10^5	-	-	-

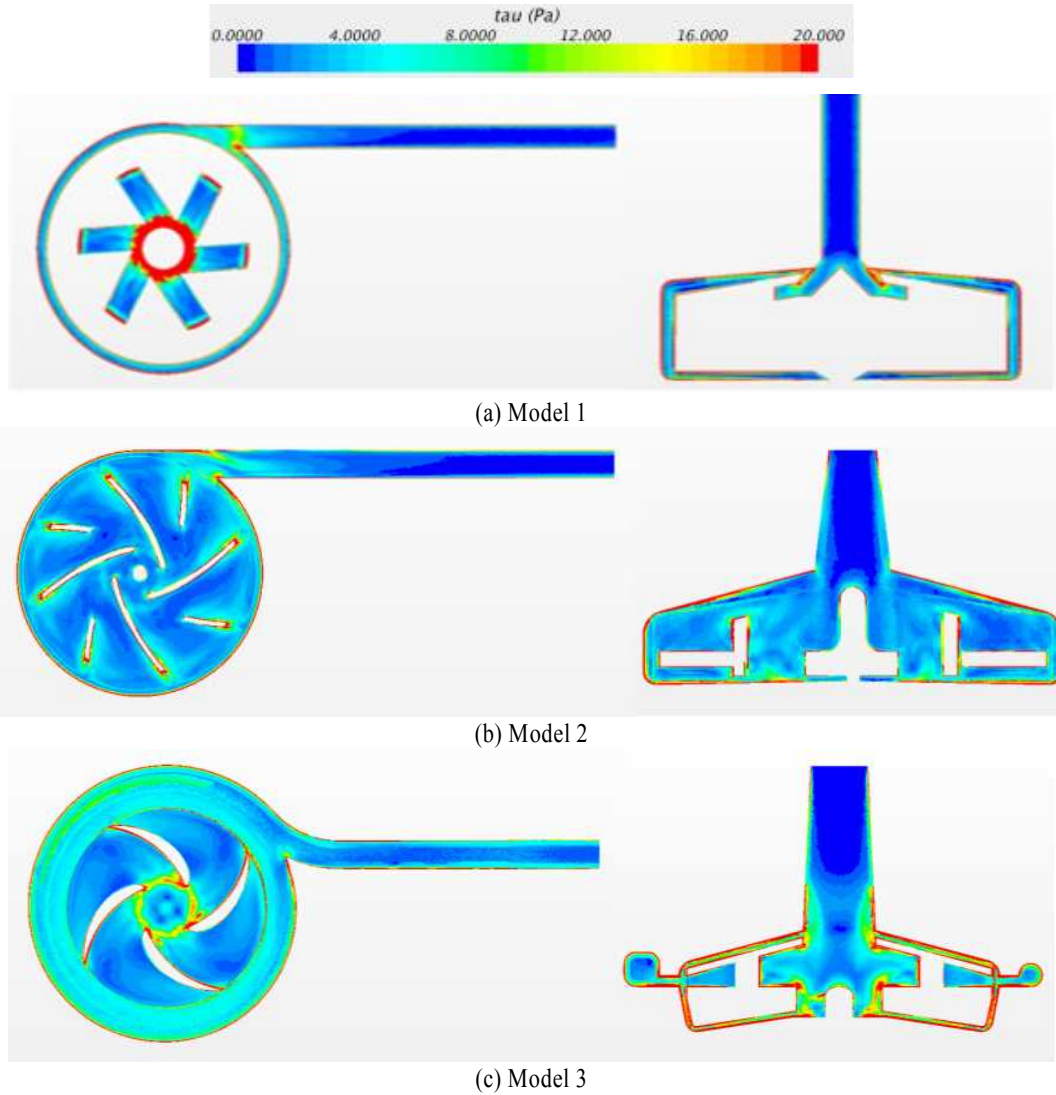


Fig. 4 Contours of shear stress of blood pumps

펌프에 대해서 ΔP 및 BDI 값을 계산하여 비교하였다. 시뮬레이션은 유량은 8 L/min과 회전 속도 3000 RPM 조건에서 수행 되었다. Table 3는 위와 같은 조건에서의 3가지 상용 펌프들의 팜플렛 자료 및 시뮬레이션의 ΔP 값 그리고 시뮬레이션을 통한 출구 BDI 값을 나타내고 있다. Table 3를 통해서 모델 1 뿐만 아니라 다른 상용 펌프들 또한 ΔP 값이 팜플렛 자료에 비해 오직 2% ~ 8% 정도만 차이가 나타나고 있다.

Table 3 Values of pressure increase and BDI of blood pumps with 8 L/min and 3000 RPM

	Model 1	Model 2	Model 3
Company data ΔP (Pa)	93400	75580	27470
Simulation ΔP (Pa)	101370	74650	28390
BDI-E1(%)	0.67	0.70	0.21
BDI-E2(%)	0.71	0.79	0.22

3.2 상용 pump 성능 분석

혈액 펌프는 사용 용도에 따라 유량과 ΔP 값을 조절하여 사용한다. 본 연구에서는 두 가지 방식인 ECMO와 VAD에서 수행하였다. ECMO 방식인 유량이 5 L/min이고 ΔP 가 400 mmHg인 조건을 만들기 위한 RPM 값을 설정하였다. 각 혈액 펌프에 대하여 Eulerian 기법을 이용한 출구 BDI 값을 식 (11) 과 (18)을 이용해 각각 BDI-E1과 BDI-E2로 Table 4에 RPM과 함께 표기하였다. 모델 3은 다른 펌프들에 비해 크기가 작기

Table 4 BDI values of blood pumps with ECMO mode

	Model 1	Model 2	Model 3
RPM	2300	2530	4031
BDI-E1(%)	0.33	0.56	0.58
BDI-E2(%)	0.34	0.59	0.60

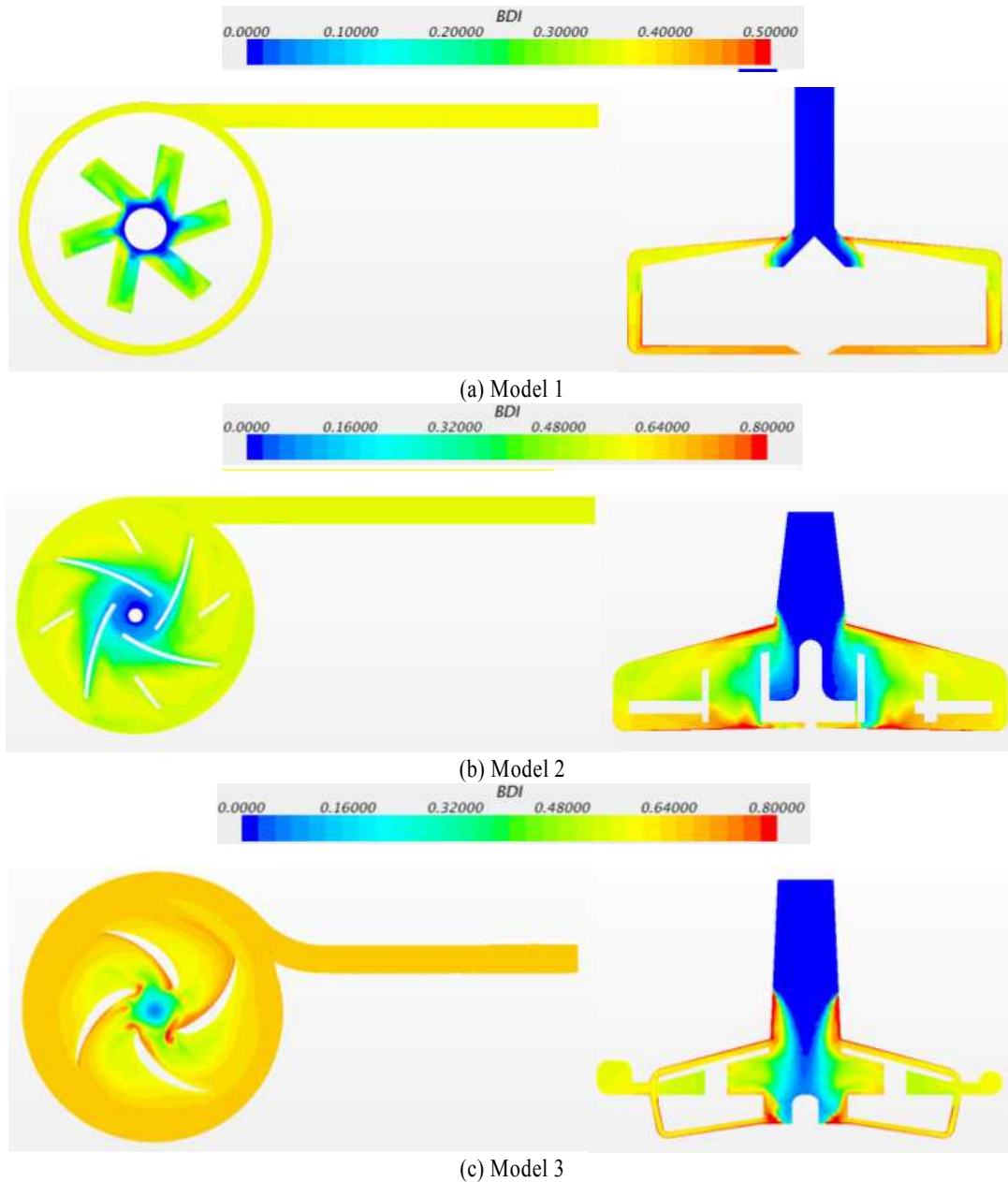


Fig. 5 Contours of BDI-E1 of blood pumps

때문에 ECMO 조건을 만족하기 위해 큰 RPM 값을 가지게 된다. Fig. 4는 3가지 모델의 전단응력 분포를 top view와 side view를 통해 보여주고 있다. 그림을 통해서 모델 2번의 블레이드 끝에서 전단응력이 크게 작용하는 것을 살펴 볼 수 있다. 모델 1과 3의 경우에는 위쪽의 shroud로 인해 발생된 공간에서 BDI가 크게 나타나는 것을 볼 수 있다. Fig. 5는 BDI-E1 분포를 top 그리고 side view를 통해 보여주고 있다. 노출시간의 영향에 의해서 입구로부터 반경방향으로 BDI 값이 증가하는 것을 알 수 있다. 출구 BDI 값은 Table 4를 통해 구체적인 수치로 살펴 볼 수 있다. 2번과 3번 모델이 1번에

비해 BDI가 크게 나타나는 것을 그림과 도표의 결과로 알 수 있다. Table 5는 유량 3 L/min과 ΔP 가 100 mmHg인 VAD 방식일 때의 3가지 모델의 회전 속도와 Eulerian 기법을 이용한 BDI 값들을 표기하였다. VAD 방식 일 때도 ECMO 방식과

Table 5 BDI values of blood pumps with VAD mode

	Model 1	Model 2	Model 3
RPM	1220	1350	2100
BDI-E1(%)	0.09	0.155	0.106
BDI-E2(%)	0.088	0.139	0.11

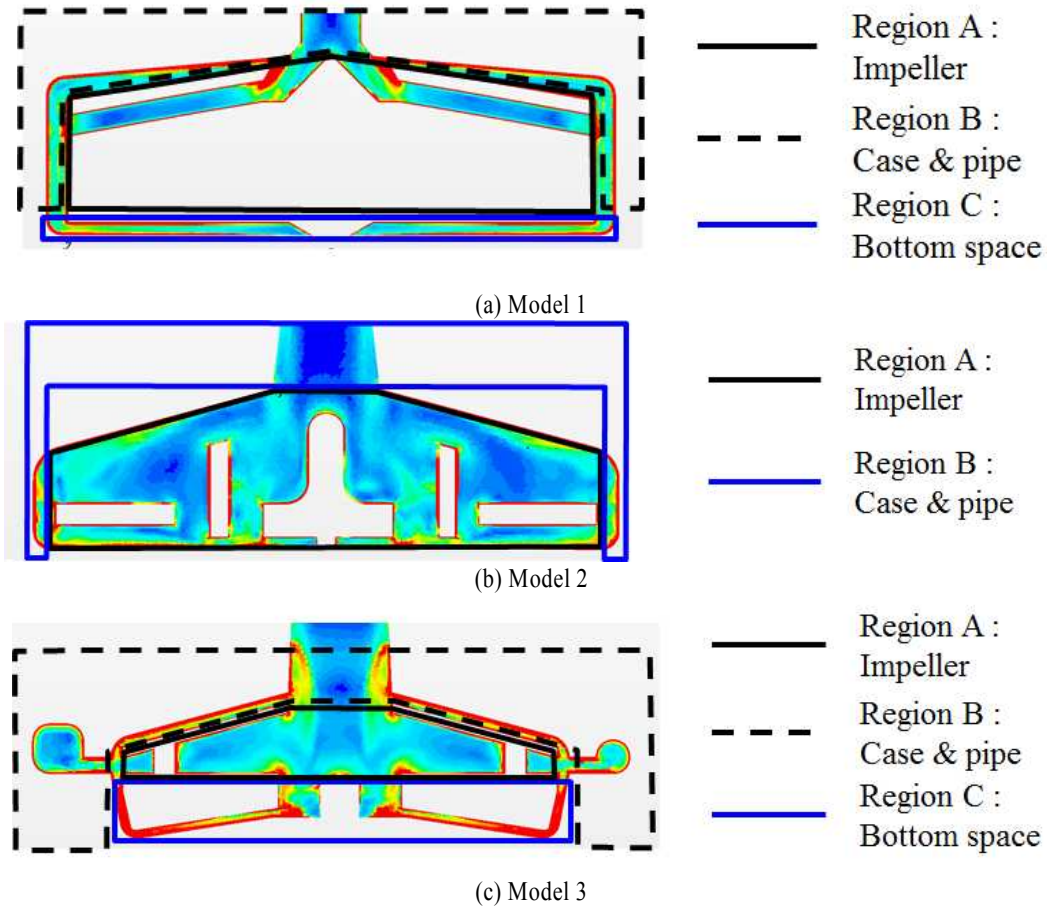


Fig. 6 Divided regions of blood pumps in ECMO mode with contours of shear stress

동일하게 shroud와 직선형 impeller를 가진 모델 1이 가장 낮은 RPM과 BDI를 값을 가지는 것을 표를 통해서 볼 수 있다. 모델 3은 다른 모델들에 비해서 ECMO 방식보다 VAD 방식에서 BDI값이 크게 감소하였다.

Fig. 6는 ECMO 방식에서 혈액 펌프의 영역별로 나눈 그림을 보여준다. 이를 통해서 형상에 의한 BDI 발생을 분석할 수 있다. Table 6는 혈액 펌프들의 영역별 BDI 값을 나타내고 있다. 세 가지 모델 모두 impeller에서 보다 펌프 외벽에 의한 전단응력에 의해 BDI 값이 증가하는 영향이 큰 것을 알 수 있다. 모델 1과 모델 3은 shroud를 가지고 있어 펌프의 윗부분에 유동이 순환하는 공간이 있다. 하지만, 모델 1은 모델 3과 다르게 아랫부분의 공간이 없는 이유로 아랫부분 영역에

서 BDI가 작게 나타난다. 반면에, 모델 3은 위와 아래 공간에서 유동이 순환되면서 고르게 BDI 수치를 증가시킨다. 혈액 펌프 내에 shroud가 없는 모델 2 경우 BDI를 증가시키는 위치는 케이스 외경 부분으로 나타났다.

4. 결 론

본 연구에서는 인공 순환장치에서 중요한 역할을 담당하는 혈액펌프에서 발생하는 hemolysis 발생을 시뮬레이션으로 예측 및 분석 하였다. Lagrangian 및 Eulerian 기법을 통해서 구한 BDI 값을 통해서 hemolysis 수치화를 수행하고 검증은 수행하였다. 검증을 통해서 Lagrangian 기법과 Eulerian 기법 모두 hemolysis 예측에 타당성을 관찰한 반면, Lagrangian 기법에 비해 계산시간의 소요가 적고 안정성을 갖춘 Eulerian 기법이 장점을 확인할 수 있었다. 이를 기반으로 본 연구에서는 3가지 모델의 상용 혈액 펌프의 hemolysis 생성 예측을 수행하였다. 각 펌프 모델은 ECMO와 VAD 방식에 대해서 hemolysis를 시뮬레이션을 통해 계산하였다. 혈액 펌프 내 shroud가 존재

Table 6 BDI values from divided regions of blood pumps in ECMO mode

	Model 1	Model 2	Model 3
Region A	0.018	0.03	0.096
Region B	0.29	0.541	0.359
Region C	0.0074	-	0.279

하고 직선형 impeller를 가진 타입의 혈액 펌프가 ECMO와 VAD 조건에서 모두 낮은 hemolysis를 나타냈다. 이 결과에 대한 영역적 생성 요인을 전단응력과 BDI contour를 통해서 분석하였다. 또한 혈액 펌프의 형상에 따라 영역을 나누어서 형상으로 인한 hemolysis 발생을 분석하였다. 혈액 펌프에서 발생하는 hemolysis의 가장 주된 요소로는 케이스 외경과 혈액사이에서 발생하는 전단응력이다. 또한 위쪽 및 아래쪽 공간으로 순환이 발생하는 펌프의 경우 해당 영역에서 hemolysis 발생이 크게 예측 되었다.

후 기

이 논문은 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받은 ‘다중현상 CFD연구센터’(No. 2009-0083510) 및 보건복지부의 재원으로 한국보건산업진흥원의 보건의료기술연구개발사업(HI14C-0746-030014)의 지원에 의하여 이루어진 것임.

References

- [1] 1997, ASTM Committee, Standard Practice for Assessment of Hemolysis in Continuous Flow Blood Pumps, *Annual Book of ASTM Standards*, F1941-97, Vol.13.01.
- [2] 1965, Blackshear J., Perry L., Frank, D.D. and Joseph, H.S., "Some mechanical effects that influence hemolysis," *ASAIO Journal*, Vol.11, No.1, pp.112-117.
- [3] 1980, Heuser, G. and Opitz, R.A., "Couette viscometer for short time shearing of blood," *Biorheology*, Vol.7, pp.17-24.
- [4] 1990, Giersiepen, M., Wurzing, L.J., Opitz, R. and Reul, H., "Estimation of shear stress-related blood damage in heart valve prostheses--in vitro comparison of 25 aortic valves," *The International Journal of Artificial Organs*, Vol.13, No.5, pp.300-306.
- [5] 1972, Leverett, L.B., Hellums, J.D., Alfrey, C.P. and Lynch, E.C., "Red blood cell damage by shear stress," *Biophysical Journal*, Vol.12, No.3, pp.257-273.
- [6] 2012, Taskin, M.E., Fraser, K.H., Zhang, T., Wu, C., Griffith, B.P. and Wu, Z.J., "Evaluation of Eulerian and Lagrangian Models for Hemolysis Estimation," *ASAIO Journal*, Vol.58, No.4, pp.363-372.
- [7] 2004, Johnston, B.M., Johnston, P.R., Corney, S. and Kilpatrick, D., "Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: steady state simulations," *Journal of Biomechanics*, Vol.37, No.5, pp.709-720.
- [8] 1991, Cho, Y.I. and Kensey, K.R., "Effects of the Non-Newtonian viscosity of blood on flows in a diseased arterial vessel. Part 1: Steady flows," *Biorheology*, Vol.28, pp.214-262.
- [9] 2003, Song, X., Throckmorton, A.L., Wood, H.G., Antaki, J.F. and Olsen, D.B., "Computational Fluid Dynamics Prediction of Blood Damage in a Centrifugal Pump," *Artificial Organs*, Vol.27, No.10, pp.938-941.
- [10] 2003, Yano, T., Sekine, K., Mitoh, A., Mitamura, Y., Okamoto, E., Kim, D.W., Nishimura, I., Murabayashi, S. and Yozu, R., "An Estimation Method of Hemolysis within an Axial Flow Blood Pump by Computational Fluid Dynamics Analysis," *Artificial Organs*, Vol.27, No.10, pp.920-925.
- [11] 2005, Grigioni, M., Morbiducci, U., D'Avenio, G., Di Benedetto, G. and Del Gaudio, C., "A Novel Formulation for Blood Trauma Prediction by a Modified Power-law Mathematical Model," *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, Vol.4, No.4, pp.249-260.
- [12] 2004, Garon, A. and Farinas, M.I., "Fast Three-dimensional Numerical Hemolysis Approximation.," *Artificial Organs*, Vol.28, No.11, pp.1016-1025.
- [13] 2015, Chang, M., Moshfeghi, M., Hur, N., 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, No.2, pp.88-95.