

< 기술논문 >

원심형 혈액펌프의 최적화 수력설계 및 성능해석

박무룡[†] · 유성연* · 오형우** · 윤의수***
 (2005년 4월 28일 접수, 2005년 12월 20일 심사완료)

Hydraulic Design Optimization and Performance Analysis of a Centrifugal Blood Pump

Moo Ryong Park, Seong Yeon Yoo, Hyoung Woo Oh and Eui Soo Yoon

Key Words: Centrifugal Blood Pump(원심형 혈액펌프), Hydraulic Design Optimization(수력설계 최적화), Performance Characteristics(성능특성), *in vitro*(생체의외실험), *in vivo*(생체실험)

Abstract

This paper presents the hydrodynamic design and performance analysis method for a miniaturized centrifugal blood pump using three-dimensional computational fluid dynamics (CFD) code. In order to obtain the hydraulically high efficient configuration of a miniaturized centrifugal blood pump for cardiopulmonary circulation, a well-established commercial CFD code was incorporated considering detailed flow dynamic phenomena in the blood pump system. A prototype of centrifugal blood pump developed by the present design and analysis method has been tested in the mock circulatory system. Predicted results by the CFD code agree very well with *in vitro* hydraulic performance data for a centrifugal blood pump over the entire operating conditions. Preliminary *in vivo* animal testing has also been conducted to demonstrate the hemodynamic feasibility for use of centrifugal blood pump as a mechanical circulatory support. A miniaturized centrifugal blood pump developed by the hydraulic design optimization and performance prediction method presented herein shows the possibility of a good candidate for intra and extracorporeal cardiopulmonary circulation pump in the near future.

———— 기호설명 ————

D_s : 무차원 비직경
 $= D_n (gH)^{0.25} / \sqrt{Q}$
 D_{2t} : 출구 팁에서의 임펠러 직경 (m)
 g : 중력가속도

H : 총 수두 (m)
 N_s : 무차원 비속도
 $= \omega \sqrt{Q} / (gH)^{0.75}$
 p_{atm} : 대기압
 P_{in} : 인입 축동력 (W)
 p_s : 정압력
 Q : 체적유량 (m^3/s)
 y^+ : 벽으로부터의 무차원 거리
 Δp_s : 정압력 상승 (Pa)
 η : 펌프 효율 = $\Delta p_s Q / P_{in}$
 ϕ : 유량 계수 = $Q / (\omega D_{2t}^3)$
 ψ : 수두 계수 = $gH / (\omega^2 D_{2t}^2)$
 ω : 임펠러의 회전속도 (rad/s)

† 책임저자, 회원, 한국기계연구원 에너지기계연구센터
 E-mail : mrpark@kimm.re.kr
 TEL : (042)868-7745 FAX : (042)868-7335

* 회원, 충남대학교 기계설계공학과

** 회원, 충주대학교 기계공학과

*** 회원, 한국기계연구원 에너지기계연구센터

1. 서 론

생체공학과 의료공학의 발달에 힘입어 다양한 인공심장이 개발됨에 따라 과거에는 난치병이라고 알려진 중증의 심장질환환자가 회생하거나 목숨을 연장하기도 한다. 인공심장은 인공적으로 만든 혈액펌프로써 혈액을 순환시키는 역할을 하며, 1958년 Kanken에 의해 처음 원리가 제안된 후에, 1969년 Cooley가 처음으로 이식을 시도하였다. 이러한 인공심장은 심장 기능의 일부인 심실을 보조하는 장치(VAD, ventricular assist device)이나 완전히 심장을 대체시키는 장치(TAH, total artificial heart)로서 개발되고 있다.

인공심장용 펌프는 박동형과 연속류형으로 나뉘어 지는데, 박동형은 천연심장과 같이 맥박이 있는 혈류를 생성시키는 일종의 용적형 펌프이고, 연속류형은 회전하는 날개(impeller)에 의해 박동이 없는 혈류를 생성시킨다. 박동형은 혈액주머니, 밸브, 가로막 등을 가지고 있으므로 부피가 크고, 굽혀지는 부위가 많아 수명 및 신뢰성에 문제가 있다. 연속류형은 천연심장인 박동 유동과 달리 박동이 없는 유동을 생성하고 있어 인체에 부적합할 것으로 느껴지지만, 현재까지의 임상시험 결과에 의하면 큰 문제가 없는 것으로 알려지고 있다. 박동형에 비하여 연속류형은 움직이는 부위가 로터 하나뿐이어서 부피가 작기 때문에 체내에 아주 적합하다. 또한 연속류형은 수명이 길어서 차세대 인공심장으로서 최근에 많은 연구가 이루어졌고, 임상실험 단계를 거쳐 미국의 FDA의 승인을 받은 수준에 이르렀다.⁽¹⁾

연속류형 혈액펌프는 축류형과 원심형으로 나뉜다. 축류형은 무차원 비속도가 $2.5 \leq N_s \leq 5.5$ 의 범위에 있으며, 크기가 아주 작고 입구와 출구의 유도관이 동일선 상에 있어 인체 내에 이식하기 매우 용이하다. 하지만 축류형 혈액펌프의 로터 회전수는 10,000에서 12,000rpm의 범위⁽²⁾에 있기 때문에 베어링이 쉽게 마모되고, 혈구를 손상시키는 단점을 가지고 있다. 이에 비하여 원심형 펌프는 축류형에 비하여 크기가 크지만 동일한 수속에 대하여 회전속도가 2,000 ~ 4,000rpm으로 낮기 때문에 혈액의 손상이 작고, 베어링과 모터 등을 배열하는 구조와 기계적인 측면에서 유리하다.

현재 개발되어 임상실험 중에 있는 인공심장펌프를 꼽아 보면, 원심형으로서 HeartMate III⁽¹⁾ (Thoratec 사), CentriMag (Levitronix 사) 등이 있고, 축류형으로

서 Jarvik 2000 Flowmaker⁽³⁾ (Jarvik 사), HeartMate II (Thoratec 사) 등을 들 수 있다.

인공심장은 수력부품, 모터 및 베어링이 콤팩트하게 조합된 펌프 모듈과, 여기에 제어시스템, 무선에너지 전달장치 및 휴대용 전원장치가 부가되어 하나의 시스템으로 구성되어 진다. 특히 종래의 접촉식 베어링 형태는 혈구의 손상을 유발하기 쉽기 때문에 자기부상식 또는 수력학적 부상식 비접촉 베어링의 중요성이 크게 부각되고 있으며, 미국과 유럽 등에서는 이에 대한 연구가 활발히 진행되고 있는 추세이다. 본 연구에서는 인공심장용 소형 혈액펌프의 중요한 구성 요소인 원심형 임펠러의 수력학적인 설계최적화와 성능해석을 하는 것을 연구의 목표로 하고 있다.

2. 소형 원심형 혈액펌프의 수력학적 설계 최적화

산업용 원심펌프의 설계기법은 이미 확립되어 있지만^(4,5) 이러한 설계기법이 소형 혈액펌프에도 적용될 수 있는지는 잘 알려져 있지 않다. 본 연구에서는 원심형 혈액펌프의 최적설계를 위하여 평균유선법에 의한 기본설계 최적화⁽⁵⁾와, 상용의 CFD 코드⁽⁶⁻⁸⁾를 이용하여 3차원 형상을 생성하고 이에 대하여 성능을 해석하는 상세설계 최적화의 과정을 순차적으로 수행한다. 기본설계 최적화기법에서는 임펠러 입·출구각과 자오면 상에서 각 부분의 설계변수를 결정하기 위해 산업계에서 쓰이는 데이터를 기초로 한 기본적인 최적설계기법⁽⁵⁾을 이용하였다. 기본설계 최적화기법에 의해 얻어진 최적의 변수를 상용 CFD 코드에 적용하고, 임펠러의 앞전(leading edge)과 뒷전(trailing edge) 사이에 적절히 날개각을 분포시킴으로서 3차원 상세형상을 결정한 후, 펌프 내의 3차원 유동을 해석한다. 유동해석의 결과인 성능특성(유선, 압력분포, 날개부하, 세순환 등)의 적합성을 검토함으로써 상세설계 최적화의 과정을 마친다. 상세설계 최적화에서는 임펠러와 벌류트 내의 유동특성과 이들의 상호작용 등이 만족할 때까지 기하학적 형상 변경하고, 이에 대하여 유동을 해석하는 과정을 반복한다.

본 연구에서는 유량 11 L/min, 정압차 71 mmHg인 혈액펌프를 설계하였으며, 이 임펠러의 회전속도는 3,610 rpm이다. 여기서 혈액을 작동유체로 하였으며, 물성으로서 밀도는 1,045 kg/m³, 점도는 0.00345 Pa·s

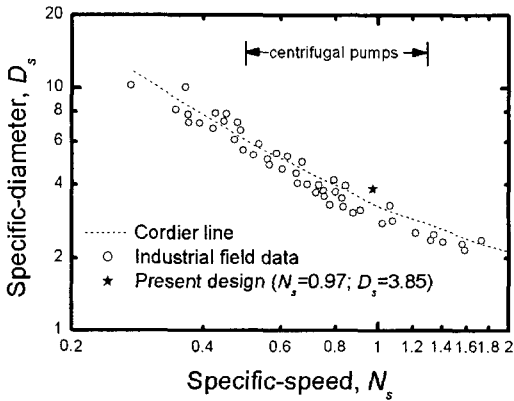


Fig. 1 Cordier diagram

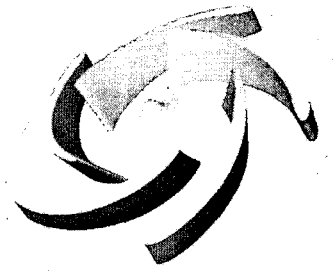
Table 1 Specifications of the centrifugal blood pump impeller

Inlet tip diameter (mm)	17.61
Inlet hub diameter (mm)	11.90
Exit diameter (mm)	30.00
Exit width (mm)	2.70
Number of blades	5
Tip clearance (mm)	0.30
Length in axial direction (mm)	5.70
Blade angle at inlet tip (deg)	75.80
Blade angle at inlet hub (deg)	70.55
Blade angle at discharge (deg)	67.92

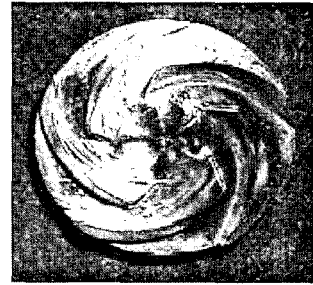
*Unshrouded-impeller of which blade angles are measured from meridional plane

로서 전형적인 값을 택하였다. 혈액펌프는 수두계수 (ψ) 0.070, 유량계수(ϕ) 0.018, 비속도(N_s) 0.97, 비지름(specific diameter) 3.85의 값을 갖는 원심형 펌프로서 효율적인 산업용 터보기계의 데이터인 Cordier선⁹⁾ (Fig. 1)에 부합한다.

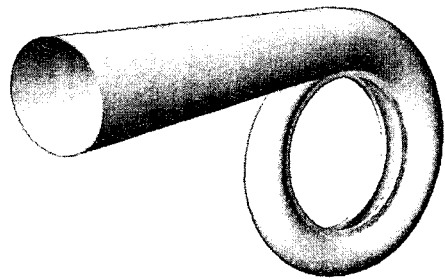
상세설계 최적화를 수행하는데 있어 대표적인 설계인자를 간략히 설명하면 다음과 같다. 정압 날개 부하(static pressure blade loading)가 날개면에 따라 최적화되어 유동의 정체점이나 재순환 영역을 최소화할 수 있도록 유선방향의 날개각 분포를 분포시키고, 펌프의 효율과 탈설계점에서의 펌프 성능을 향상시킬 수 있도록 입출구 유동각 및 입사각을 결정한다. 벌류트에 대하여는 벌류트의 혀(volute tongue, cutwater)로부터 목(throat)까지 점진적으로 증가하는 원형 단면을 채택함으로써 마찰손실과 임펠러로부터 유출되는 유체의 충동을 줄이고, 벌류트 혀를 임펠러로부터 유출되는 유동의 전반적인 방향과 일치



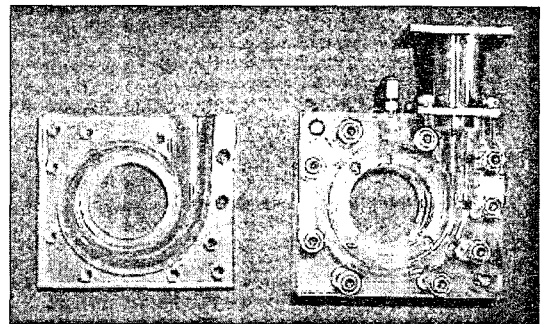
(a) Impeller 3D model



(b) Manufactured impeller



(c) Volute 3D model



(d) Manufactured volute

Fig. 2 Centrifugal blood pump

하도록 설계한다.

이러한 상세설계 최적화에 따라 설계한 혈액용 소형펌프의 임펠러는 Fig. 2(a)의 3차원 모델 및 Fig. 2(b)의 제작된 사진과 같다. 벌류트의 3D 모델과 제작된 사진이 각각 Fig. 2(c)와 Fig. 2(d)에 있고, 원심펌프의 기하학적 변수는 Table 1에 나타나 있다. 계산 격자는 Fig. 3에 보이는 바와 같고 계산영역은 입

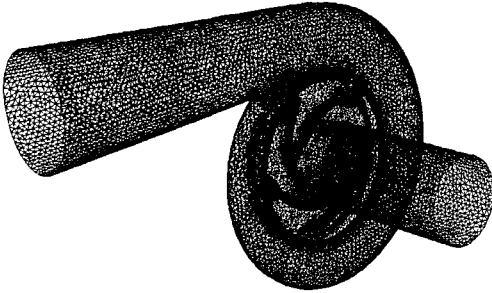
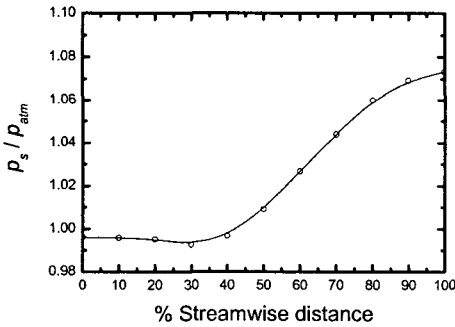
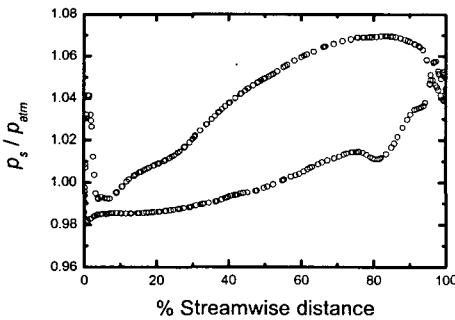


Fig. 3 Computational meshes for the centrifugal blood pump



(a) Streamwise static pressure distribution



(b) Static pressure distribution (blade loading)

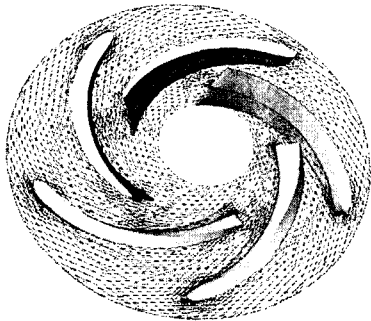
Fig. 4 Calculated results for the impeller

구덕트, 임펠러 및 벌류트로 구성되어 있다. 계산격자는 565,103개의 격자점과 1,482,080개의 요소(584,459개의 4면체, 885,204개의 각기둥, 12,417개의 피라미드)로 이루어져 있다. 고정도 경계층 모사⁽⁸⁾가 가능하도록 벽면에 인접한 요소의 크기는 $y^+ \leq 2$ 에 위치시켰다. 역의 압력구배가 발생하는 경우, 유동박리의 시작점과 크기를 정확하게 예측할 수 있도록 $\kappa - \omega$ 에 기초하는 전단응력전달(shear stress transport) 모델을 사용한 3차원 난류유동 수치해석⁽⁸⁾을 수행하였다. 경계조건으로는 입구 측의 경계에서 전압력을 지정하고, 출구 측의 경계에서 질량유량 조건을 주었다.

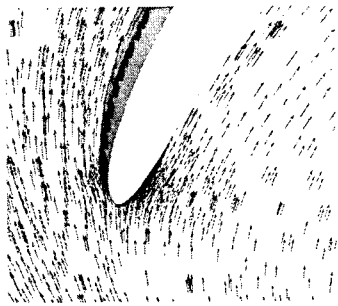
Fig. 4 ~ 6은 지금까지 설명한 방법으로 설계한 원심형 혈액펌프에 대하여 설계점에서 유동을 해석한 결과를 나타낸 것이며, 이들 계산에는 작동유체로서 물을 사용하였다. 그 이유는, 뒤에서 설명하는 바와 같이, 원심형 혈액펌프가 물을 작동유체로서 사용한 시험루프(in vitro)에서 실험되었고, 이 실험과 계산을 비교, 검토하기 때문이다.

Fig. 4는 임펠러 내의 중간 유선에서의 정압분포에 대하여 계산한 결과를 나타낸 것이다. Fig. 4(a)에 보이고 있듯이 임펠러 내에서 정압은 유선방향으로 점진적으로 증가하고 급격한 변화가 없다. Fig. 4(b)는 임펠러의 압력면과 흡입면의 정압차인 날개부하(blade loading)를 나타낸 것이며, 그림에 보이고 있듯이 출구 측의 제한된 부분을 제외하고는 정압이 역구배가 발생하는 곳이 없으므로 날개부하가 양호함을 알 수 있다.

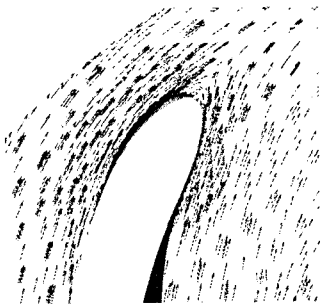
Fig. 5는 혈액펌프의 내부, 중간 유선에서 상대속도벡터의 계산결과를 나타낸 것이다. Fig. 5(a)는 임펠러 내부에서의 속도벡터로서 속도장이 매끄럽게 형성되고 있음을 보여주고 있다. Fig. 5(b), (c)는 각각 임펠러 앞전과 뒷전에서의 상세 속도벡터이며, 그림에서 유동의 재순환이나 정체영역 없고, 제트-웨이 크가 심하게 발생하지 않고 있다. Fig. 5(d)는 벌류트 허에서의 상세 속도벡터를 나타낸 것으로 마찬가지로 재순환이나 정체구역이 발견되지 않고 있다. Fig. 4와 Fig. 5를 전체적으로 살펴보면, 날개부하 및 상대속도벡터는 설계유량에서 이상적으로 매끄럽게 분포되어 있고, 앞-뒷전에서 유동의 박리 및 재순환 영역이 발생하지 않음을 알 수 있다. 이는 임펠러의 날개설계(blading)와 입사각이 최적화되어 있음을 의미한다. 또한 임펠러에서 유출된 유동의 전체적인 방향은 벌류트 허와 잘 일치하여 형성됨을 보이고 있



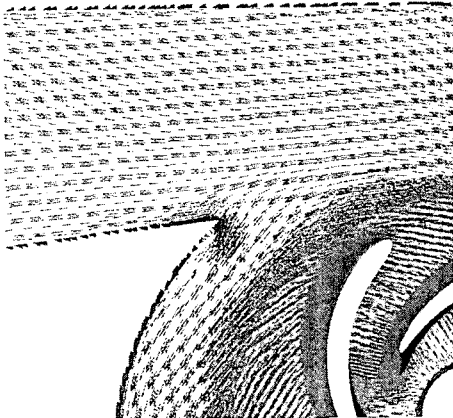
(a) Relative velocity vector distributions in the impeller



(b) Relative velocity vectors at the impeller leading edge



(c) Relative velocity vectors at the impeller trailing edge



(d) Absolute velocity vector distributions in the volute casing

Fig. 5 Detailed calculation results for the pump

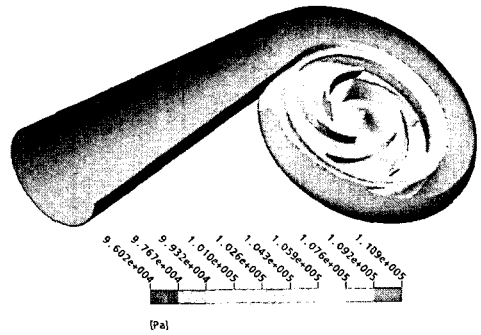


Fig. 6 Overall static pressure distribution in the centrifugal blood pump

다. 임펠러 날개 유로에서 혈액의 역류에 의한 유동장 악화는 혈전의 생성을 유발시킬 수가 있으며, 이 혈전은 혈액펌프를 장기간 사용하는 데에 심각한 문제를 초래한다. 본 연구에서 임펠러의 최적화는 혈액의 정체와 역류를 억제시키는 방향으로 진행되었다고 말할 수 있다. 이는 Fig. 6의 원심형 혈액펌프 내에서의 전반적인 정압분포로부터 확인할 수 있으며, 그림에 나타나 있듯이 임펠러 출구로부터 유출된 유동의 운동에너지는 벌류트에서 균일하게 정압으로 회복되고 있다.

3. 수력성능의 실험실 해석

Fig. 7은 생체의 실험(in vitro test)을 위한 실험장치 구조도[Fig. 7(a)]와 사진[Fig. 7(b)]을 나타낸 것이며, 여기서는 작동유체로서 물을 사용하였다. 그림에 보이고 있듯이, 실험용 펌프와 모터 사이에 토크 센서와 회전속도 센서가 장착되어 있고, 작동유체 루프에는 압력계, 유량계, 유량조절밸브가 설치되어 있다. 펌프 입·출구에서의 압력차는 차압계(GP: 50사, range 0 ~ 2,000 mmH₂O)를, 유량은 용적식 유량계(positive displacement flowmeter; TRIMEC사, multipulse flow meter, range 0.167 ~ 10 L/min)를, 회전수는 광센서(Keyence사, FS2-6S)를 각각 이용하여 측정하였다. 토크 센서는 상용으로 판매되는 것 가운데 가장 작은 범위의 토크를 측정할 수 있는 것(Lebow사, 1103 rotary transformer, range 0 ~ 0.07 Nm)을 구입, 장착하였으나, 불행하게도 펌프의 소요 토크(약 0.01 Nm)나 센서의 측정범위에 비하여 기계적

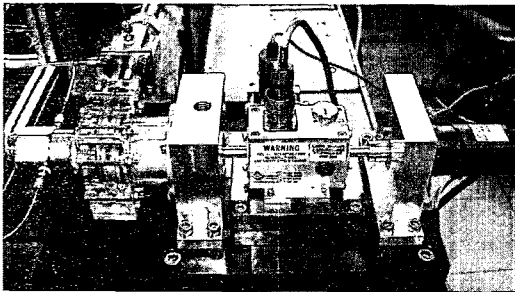
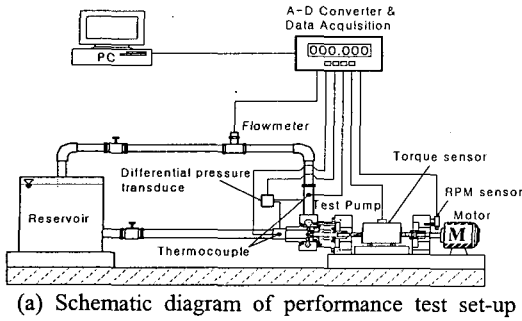


Fig. 7 Experimental test rig

셀과 베어링의 마찰 토-크가 커서 쉽게 고장이 났기 때문에 토-크를 측정할 수가 없었다. 불확도는 수두에서 $\pm 0.3\%$, 유량에서 $\pm 0.5\%$, 회전수에서 $\pm 1\text{rpm}$ 로 유지되었다.

앞에서 설명한 설계최적화방법에 따라 설계한 원심형 혈액펌프를 Fig. 2(b), Fig. 7(b)와 같이 제작하고, 수력성능실험을 수행하였다. Fig. 8은 수력성능 특성을 나타낸 것으로서, 그림에서 속이 빈 기호(Δ , \circ , \square , ∇)는 회전수(4210, 3610, 3010, 2410 rpm)에 따른 실험치, 속이 차고 선이 있는 기호(\bullet and line)는 계산된⁽⁸⁾ 값을 각각 나타내고 있다. Fig. 8(a)에 나타나 있듯이 정압수두에 대하여 실험값과 계산값이 전체 작동범위에서 잘 일치하고 있다. Fig. 8(b)는 펌프의 요구되는 축동력을 나타낸 계산된 값으로서 회전수에 따라 0.8 ~ 4.2 Watt의 범위에서 변하고 있다. Fig. 8(c)는 계산된 수력효율을 나타낸 것으로서 최대효율은 설계점 유량에서 62.4%의 값을 보이고 있다. 이 효율은 일반적인 펌프 관련 서적에 실려 있는 Oak Ridge⁽¹⁰⁾와 KSB사의 Krisam⁽¹¹⁾ 데이터에 비하여 높은 값이어서 개발된 펌프는 비교적 우수한 것으로 판단된다.

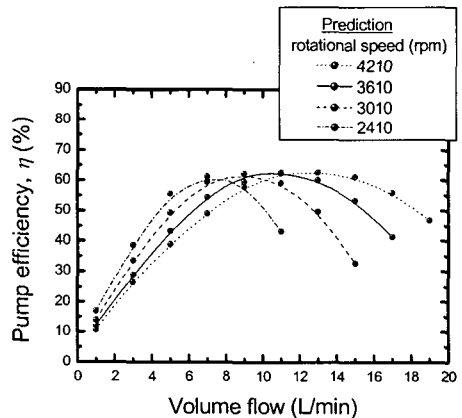
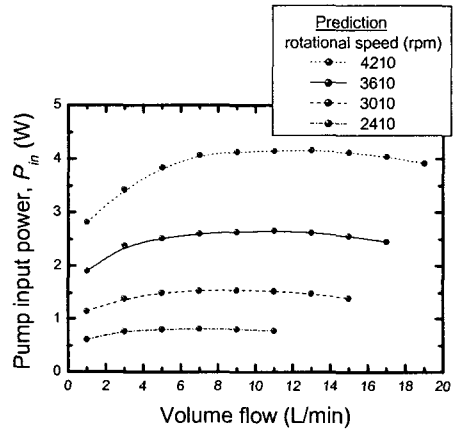
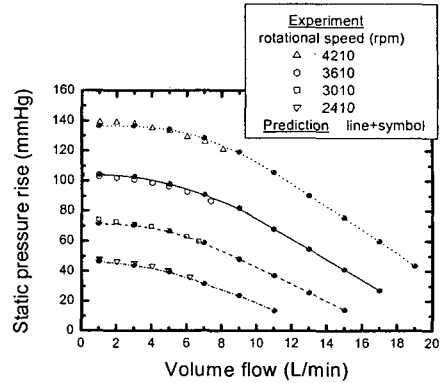
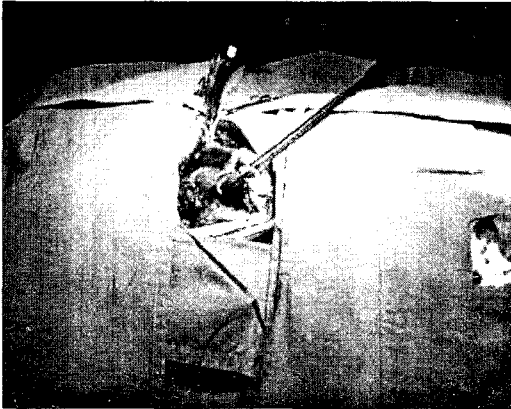


Fig. 8 Hydrodynamic performance characteristic curves of the centrifugal blood pump

4. 예비적 동물생체실험

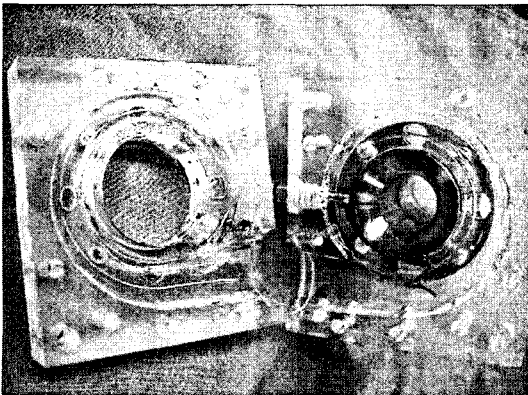
설계, 제작된 원심형 혈액펌프에 대하여 예비적인 동물생체실험(in vivo animal test)이 고려대 의대 인



(a) In vivo test



(b) View of the impeller after in vivo test



(c) View of the volute casing after in vivo test

Fig. 9 In vivo animal test

공장기센터에서 수행되었다. 생체실험 전에 생체적 합성을 위하여 알루미늄 재질의 임펠러 표면을 폴리우레탄으로 코팅하고, 29 Kg 무게의 살아있는 돼지에 혈액펌프를 체외에서 심장에 연결하였다. 실험은 1.52 L/min의 유량으로 Fig. 9(a)와 같이 약 2시간 동안 수행하였으며, 2시간 실험 후에도 돼지는 살아 있었다.

생체 실험 후 펌프를 분해하여 본 결과, Fig. 9(b)에 보이는 바와 같이 임펠러의 블레이드 흡입면에 혈액 응고가 미미하게 생겼으나 심하지는 않았고, Fig. 9(c)의 볼류트 케이싱에도 혈액응고가 거의 생기지 않고, 단지 아크릴 재질의 볼류트와 스텐레스 스틸 재질의 이음부분(정체가 일어나기 쉬운 홈)에서 약간 생기는 것으로 나타났다.

생체실험은 2시간에 지나지 않았지만 위의 실험 결과를 미루어 보면, 여기서 개발된 원심형 혈액펌프는 수력학적으로 그리고 혈류역학적으로 잘 설계 되었다고 판단된다.

5. 결 론

상용 CFD 코드를 이용한 체내 또는 체외형 혈액 순환보조기기를 위한 원심형 혈액펌프의 수력설계 및 성능해석 기법을 개발하였다. 이 과정에 의해 설계된 원심형 혈액펌프를 제작하고 물을 작동유체로 하여 생체의 수력성능시험한 후, CFD 코드로 예측한 결과와 비교하였다. 정압 수두는 전체 유량 범위에 대하여 실험과 예측된 값이 잘 일치하여, 본 연구의 수력설계기법은 타당성이 있는 것으로 입증되었다. 동물 생체실험을 예비적으로 수행하여 혈액응고가 비교적 작게 생기는 것으로 나타나, 이 혈액펌프는 체내 또는 체외형 임공심장의 혈액펌프 후보자로서 가능성이 있다고 판단된다.

그러나 이러한 수력학적 성능을 갖는 혈액펌프가 실용화되기 위해서는 혈액의 손상을 억제할 수 있는 구조의 비 접촉식 베어링과 소형화된 모터 및 제어기의 개발이 수행되어야 하며, 실제 혈액의 점도를 고려한 실험과 수치해석이 수행되어야 한다. 그리고 신뢰성 및 내구성의 확보와 전문적인 혈류역학적 연구가 추가적으로 향후에 수행되어야 한다.

참고문헌

(1) Loree II, H. M., Bourque, K., Gernes, D. B.,

- Richardson, J. S., Poirier, V. L., Barletta, N., Fleischli, A., Foiera, G., Gempp, T. M., Schoeb, R., Litwak, K. N., Akimoto, T., Kameneva, M., Watach, M. J. and Litwak, P., 2001, "The HeartMate III: Design and in vivo Studies of a Maglev Centrifugal Left Ventricular Assist Device," *Artificial Organs*, Vol. 25, No. 5, pp. 386~391.
- (2) Noon, G. P., Morley, D. L., Irwin, S., Abdelsayed, S. V., Benkowski, R. J. and Lynch, B. E., 2001, "Clinical Experience with the MicroMed DeBakey Ventricular Assist Device," *Ann. Thorac. Surg.*, Vol. 71, pp. 133~138.
- (3) Radovancevic, B., Gregoric, I.D., Tamez, D., Vrtovec, B., Tuzun, E., Chee, H.K., Moore, S., Jarvik, R.K. and Frazier, O.H., 2003, "Biventricular Support with the Jarvik 2000 Axial Flow Pump: a Feasibility Study," *American Society for Artificial Internal Organs Journal*, September-October, Vol. 49, No. 5, pp. 604~607.
- (4) Stepanoff, A. J., 1993, *Centrifugal and Axial Flow Pumps*, Krieger Publishing Company, Florida.
- (5) Oh, H. W. and Chung, M. K., 1999, "Optimum Values of Design Variables Versus Specific Speed for Centrifugal Pumps," *Proc. Instn Mech. Engrs, Part A, Journal of Power and Energy*, Vol. 213(A3), pp. 219~226.
- (6) Oh, H. W., Yoon, E. S., Kim, K. S. and Ahn, J. W., 2003, "A Practical Approach to the Hydraulic Design and Performance Analysis of a Mixed-Flow Pump for Marine Waterjet Propulsion," *Proc. Instn Mech. Engrs, Part A, Journal of Power and Energy*, Vol. 217(A6), pp. 659~664.
- (7) ANSYS ICFM CFD 10.0, 2005 (ANSYS, Inc.).
- (8) ANSYS CFX 10.0, 2005 (ANSYS, Inc.).
- (9) Balje, O. E., 1981, *Turbomachines : A guide to design, selection, and theory*, John Wiley & Sons, New York, pp. 56~59.
- (10) Tuzson, J., 2000, *Centrifugal Pump Design*, John Wiley & Sons, Inc., p. 135.
- (11) Lazarkiewicz, S. and Troskolanski, A. T., 1965, *Impeller Pumps*, Pergamon Press, p. 129.
- (12) Xinwei Song, Amy L. Throckmorton, Houston G. Wood, James F. Antaki and Don B. Olsen, "Computational Fluid Dynamics Prediction of Blood Damage in a Centrifugal Pump," *Artificial Organs*, Vol. 27(10), pp. 938~941.
- (13) Chan, W. K., Wong, Y. W., Ding, Y., Chua, L. P. and YU, S. C. M., "Numerical Investigation of the Effect of Blade Geometry on Blood Trauma in a Centrifugal Blood Pump," *Artificial Organs*, Vol. 26(9), pp. 785~793.
- (14) Kenji Araki, Hirofumi Anai, Mitsuo Oshikawa, Kunihide Nakamura and Toshio Onisuka, "In Vitro Performance of a Centrifugal, a Mixed Flow and an Axial Flow Blood Pump," *Artificial Organs*, Vol. 22(5), pp. 366~370.
- (15) Dong-Wook Kim and Yoshinori Mitamura, 1998, "A Study of in-vitro Performances of the Intracardiac Axial Flow Pump," *J. of KOSOMBE*, Vol. 19, No. 1, pp. 33~38.
- (16) Kim, D. W. and Yim, S. P., 2004, "A Study on Shape Optimization and Hemolysis Evaluation of Axial Flow Blood Pump by Using Computational Fluid Dynamics Analysis," *J. of KOSOMBE*, Vol. 25, No. 1, pp. 57~64.
- (17) Dong-Wook Kim and Yoshinori Mitamura, 2002, "Characteristics of the Sealing Pressure of a Magnetic Fluid Shaft Seal for Intra-cardiac Axial Flow Blood Pumps," *J. of KIEE(D)*, Vol. 51, No. 10, pp. 477~482.
- (18) Dong-Wook Kim and Yoshinori Mitamura, 2000, "A Study on Hemolysis Characteristics of Intra-cardiac Axial Flow Blood Pump," *J. of KOSOMBE*, Vol. 21, No. 4, pp. 353~362.