

## CFD해석을 이용한 축류형 혈액펌프의 용혈평가 및 형상개량에 관한 기초연구

김동욱, 임상필

순천향대학교 공과대학 정보기술공학부, 순천향대학교 대학원 정보제어공학과  
(2003년 11월 8일 접수, 2004년 2월 20일 채택)

### A Study on Shape Optimization and Hemolysis Evaluation of Axial Flow Blood Pump by Using Computational Fluid Dynamics Analysis

D.W. Kim and S.P. Yim

Division of Information Technology Engineering, College of Engineering, Soonchunhyang University  
Department of information Control Engineering, Graduate School, Soonchunhyang University  
(Received November 8, 2003. Accepted February 20, 2004)

**요약** : 최근 심장질환에 의한 사망자 수는 놀랄 만큼 빠른 증가세를 보이고 있다. 인공심장은 혈액의 흐름에 따라 크게 박동류형과 무박동류형으로 나뉘며, 무박동류형 펌프는 비용적형으로 박동류형에 비해 소형화가 가능하다는 장점을 가지고 있다. 이러한 무박동류형 혈액펌프는 다시 구동방식에 따라 축류형과 원심형으로 구분되어지며, 그중 축류형 혈액펌프는 같은 무박동류형인 원심형 혈액펌프와 비교하였을 때 훨씬 간단한 구동장치와 제어장치를 가진다. 혈구가 파괴되어 헤모글로빈이 혈구밖으로 빠져나가는 것을 용혈이라 하며, 혈액이 응고하여 혈관을 막게되는 혈전현상은 이러한 용혈이 주된 원인이다. 따라서 혈액펌프가 구동함에 따라 발생하게 되는 용혈의 수치를 낮추는 것은 혈액펌프를 개발하는데 있어서 중요한 조건중에 하나이다. 이러한 용혈을 평가하기 위한 방법으로는 현재 *in-vitro* 실험이 가장 널리 사용되어지고 있으나, 이러한 체외실험을 하기 위해선 상당한 비용과 장기간의 연구기간이 요구되어진다. 이러한 *in-vitro* 실험의 단점을 보완하기 위해 개발되어진 CFD해석법은, 엔지니어로 하여금 *in-vitro* 실험을 실시하지 않고 용혈이 발생하는 지역과 용혈발생예측치를 추정할 수 있다. 본 연구의 목적은 *in-vitro* 실험의 결과데이터와 CFD해석의 예측결과데이터의 여러 가지 비교를 통해 CFD해석의 정확성을 검증하고, 또한 이러한 정확성이 검증된 CFD해석법을 현재 개발되어지고 있는 축류형 혈액펌프의 개발단계에 적용하기 위함이다.

**Abstract** : The non pulsation blood pump is divided into axial flow and centrifugal style according to the direction of inlet and outlet flow. An axial flow blood pump can be made smaller than a centrifugal blood pump because centrifugal pump's rpm is fewer than axial flow pump.

Hemolysis is an important factor for the development of an axial flow blood pump. It is difficult to identify the areas where hemolysis occurs. Evaluation of hemolysis both in *in-vitro* and *in-vivo* test requires a long-time and more expensive. Computational fluid dynamics(CFD) analysis enables the engineer to predict hemolysis on a computer which just can get not only amount of hemolysis but also location of hemolysis. It takes shorter time and less expensive than *in-vitro* test. The purpose of this study is to get Computational fluid dynamics in axial flow pump and to verify the accuracy of prediction by the possibility of design comparing CFD results with *in-vitro* experimental results. Also, wish to figure out the correction method that can bring improvement in shape of axial flow blood pump using CFD analysis.

**Key words** : artificial heart, CFD(Computational Fluid Dynamics), axial flow blood pump, hemolysis, *in-vitro* test

## 서론

통계청이 발표한 2002년 한국인의 사망원인 통계 결과에 따르면 순환기계 질환인 뇌혈관질환과 심장질환이 각각 2위와 3위를 차지했다. 특히 심장질환에 의한 사망자 수는 놀랄 만큼 빠른 증가세를 보이고 있는 상황이다.

치료가 불가능한 심각한 심장질환의 경우, 가장 최상의 치료방법은 심장이식수술이다. 하지만 심장이식을 기다리는 환자의 수에 비해 이식심장의 기증자수가 절대적으로 부족하기 때문에 심장질환 치료법에 있어 심장이식수술 이외의 대체방법이 요구되고 있다. 이에 따라 새로운 대체 방법으로 대두

되고있는 것이 바로 인공심장이다. 한정된 심장기증자 문제와 이식된 심장의 체내거부반응 없는 무한의 가능성을 가지고 있는 인공심장의 기술은 그러나 아직까지 개발이 완료된 상태가 아니며, 인공심장을 개발하기 위한 여러 가지 연구들이 각지에서 진행되고 있다. [1]

인공심장은 혈액 유동에 따라 박동류형과 정상류형으로 나누어진다. 박동류형은 자연 심장에 가까운 혈액 순환을 유지할 수 있지만, 그 기구가 복잡하고 소형화가 곤란한 반면, 정상류형은 기구가 간단하고 비용적형이기 때문에 소형화가 가능한 장점이 있어 해부학적인 적합성이 뛰어난 뿐 아니라 최근의 연구결과를 보면 정상류형 보조순환 장치로 1년 이상의 장기 생존례도 보고되어 있어 생리학적인 관점에서 큰 문제가 없는 것으로 되어 있다. [7]

본 연구에서는 그림 1과 같이 기능이 멈춘 본래의 심장을 남겨둔 채, 심장의 관막위치에 이식하여 인공순환을 행하는 축류형 혈액 펌프의 개발을 계속하고 있다. 심장관막 위치에

본 연구는 2003년도 한국과학재단의 지원에 의해 수행되었음.  
통신저자 : 김동욱, (336-745) 충남 아산시 신창면 읍내리 646  
순천향대학교 공과대학 정보기술공학부

TEL & FAX : 041)530-1340  
E-mail : bmedwkim@sch.ac.kr

이식되어지는 혈액 펌프는 구조가 간단하고 소형화가 가능하게 되어 해부학적 적합성이 뛰어나지만, 혈액 속의 impeller의 고속회전으로 인해 적혈구가 파괴되어 발생하는 용혈량이 너무 많아 임상에 적용 가능한 혈액펌프의 개발에 어려움을 겪고 있다.

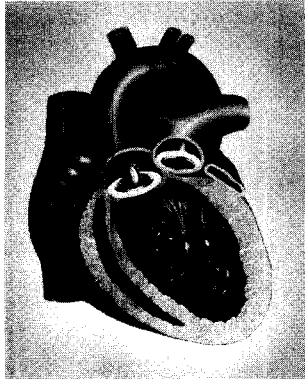


그림 1. 심장판막 위치에 이식되는 축류 혈액펌프의 개략도.  
Fig. 1. Diagram of the axial flow blood pump which is transplanted at the heart valve position

이러한 정상류형 혈액펌프의 개발시 중요한 요인중의 하나는 혈액펌프의 impeller가 고속구동시 발생하는 용혈량과 용혈이 임계치 이상으로 발생하는 지역을 알아내는 것이다. 그러나 이러한 용혈발생량이나 용혈발생지역을 알아내기란 현재 가장 보편적으로 사용되어지고 있는 *in-vitro* 실험만으로는 상당히 어려운 과제가 아닐 수 없다.

하지만, CFD해석은 엔지니어로 하여금 컴퓨터를 통해 혈액펌프 구동시에 발생하는 여러 가지 현상들을 예측 할 수 있게 해주며, 나아가 축류형 혈액펌프의 용혈발생량과 용혈발생지역의 예측을 가능하게 해준다. 지금까지의 혈액펌프에 관련된 CFD해석 연구들은 상용 프로그램의 한계로 인하여 전체 혈액펌프 구간 중 회전부분인 impeller구간에 국한된 해석이 실시되었으나, [5,6,7] 최근에 이를 보완하는 프로그램들이 개발됨에 따라 이제는 펌프 전체구간에 대한 해석의 연구 필요성을 느끼고 연구범위를 확대, 용혈수치와 혈액펌프의 *in-vitro* 실험값의 비교를 통해 축류형 혈액펌프의 인체내 적합성을 검증하고자 한다. 또한 이러한 CFD해석방법을 현재 개발중인 축류형 혈액펌프의 성능개선에 적용하여 보다 개량된 형상의 혈액펌프를 개발하고자 한다.

## 실험방법 및 재료

### 1. 축류형 혈액펌프

현재 개발중인 축류형 혈액펌프는 크게 모터부, impeller부, 그리고 outflow guide vane으로 구성되어 있다. impeller와 모터부는 shaft로 연결되어있으며, 혈액펌프 모터부에 장착된 3개의 outflow guide vane은 혈액의 후방안내와 모터부를 하우징에 고정시키는 역할을 겸한다.

혈액펌프의 입구부와 출구부는 혈액펌프와 연결되어지는 대동맥의 지름을 고려하여 직경 15mm로 하였다. 회전하는 impeller와 하우징간의 gap은 용혈량의 비교를 위하여 0.5mm, 1.4mm, 1.6mm 세가지로 하였고 혈액펌프 전체의 길이는 136.5mm이며, 펌프 후방에는 난류의 발생을 줄이기 위한 반구형의 케이스를 부착하였다.

모터는 출력과 크기를 고려하여 시판중인 모터 중에서 선

정하였다. (RBE-00401, INLAND, U.S.A) 또, 모터 회전축 주위의 실링은 자성유체를 이용하였다. 혈액 특성은 대동맥계의 유지를 목적으로 하여 차압 13.3[kPa](=100[mmHg], 동맥압)에 대하여 유량 5[l/min]이상을 목표로 설계하였다.

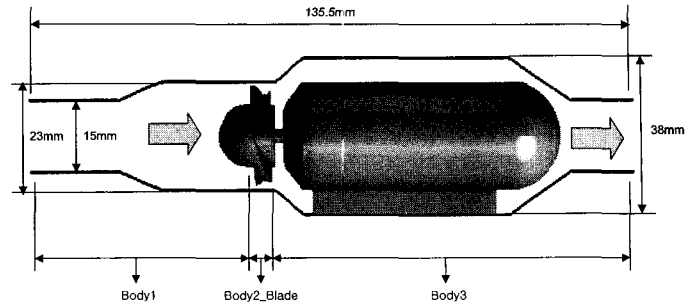


그림 2. 축류형 혈액펌프의 형상  
Fig. 2. Shape of axial flow blood pump

### 2. 임펠러의 형상 및 설계

축류형 혈액펌프에 사용되는 impeller는 연속류의 혈액을 한쪽 방향으로만 흐르게 하는 기능을 수행한다. 혈액과 접촉하는 면은 혈액과의 마찰로 인한 생체거부 반응을 일으키지 않아야 하고, 펌프 구동시 발생하는 용혈로 인한 혈전 현상을 방지 해야 한다. *in-vitro* 실험과 CFD해석에 사용되어진 impeller는 총 네가지 종류로 vane매수, vane층수, vane과 하우징사이의 gap에서 각각 모델의 차이를 가진다.

Impeller 설계시 가장 중요한 vane설치각은 축류형 혈액펌프에 가장 최적으로 보고된 입구각과 출구각을 채택하였으며, 기본적인 impeller의 설계점은 표 1과 같다.

Impeller는 BladeGen<sup>®</sup>으로 모델링 하였으며, CFD해석을 위한 격자의 생성에는 TurboGrid<sup>®</sup>-Multi Block Grid를 사용하였다. vane을 포함하는 impeller부는 CFD해석에 있어 매우 중요한 부분으로, 격자생성에 세심한 주의가 필요하다.

본 연구에서는 high quality의 격자를 vane 하나 당 최소 5만개이상으로 생성토록 하였다. (minimum angle 13°이상)

Impeller와 하우징사이의 gap에 따른 모델의 펌프특성과 용혈에 대한 결과 비교를 위해 4vane에 gap 1.6mm인 모델과 6vane에 gap 1.4mm인 모델을 작성하였다.

표 1. 임펠러의 설계점  
Table 1. The impeller design point

impeller의 외경 D <sub>o</sub> [mm]		22.0	22.0
impeller의 내경 D <sub>i</sub> [mm]		13.0	13.0
외경과 내경의 vane 입출구각	β <sub>o1</sub> 외경 입구각	16.4°	11.7°
	β <sub>o2</sub> 외경 출구각	19.2°	23.6°
	β <sub>i1</sub> 내경 입구각	26.1°	11.7°
	β <sub>i2</sub> 내경 출구각	40.7°	23.6°
vane의 두께 2D[mm]		1.0	1.0
vane의 높이	L <sub>o</sub> [mm](외경)	4.31	4.31
	L <sub>i</sub> [mm](내경)	4.55	4.55
vane 매수		4매	6매

3. *in-vitro* 실험을 통한 축류형 혈액펌프의 용혈평가

실험을 위해 90cm 높이에 위치한 혈액주머니(1000ml)는 직경 10mm의 실리콘 튜브로 축류형 혈액펌프와 연결시킨다.

유량은 출구측 튜브에 장착되어지는 검자(clamp)로 조절 가능하며, 유량측정을 위해 출구측에 유량계(flowmeter, Model MFV-3200, Tokyo, Japan)를 장치하였다. 출구부와 입구부에는 압력을 측정하기 위한 차압측정기(pressure transducer, Model P23XL, Spectramed, Statham, Singapore)를 장치하였다.

축류형 혈액펌프의 *in-vitro* 실험은 유량 5 l/min, 차압 100mmHg에 대해 3시간 동안 실시되었으며, 유량과 입구압, 출구압, 모터의 회전수는 pen-recorder로 기록하였고 용혈측정을 위한 sample 혈액은 매 30분마다 2ml 씩 채취하였다.

실험에 사용되어진 혈액은 혈액의 자연응고를 막기 위해 항응고제(phosphate dextrose)가 첨가된 신선한 송아지의 것을 사용하였으며, 실험중 체온과 비슷한 온도로 유지시키기 위해 39°C의 물탱크에 혈액주머니를 넣어 실험하였다.

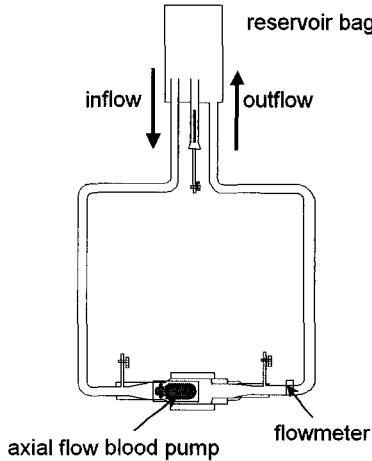


그림 3. 용혈량 측정 실험장치  
Fig. 3. Experiment equipment of the hemolysis

유리 혈장헤모글로빈(Free plasma-hemoglobin)은 4-메틸벤젠(tetramethylbenzene)시료를 사용하여 측정하는 방식을 채택하였다.(527-A, Sigma, St.Louis, MO, U.S.A.)

실험 결과로부터 용혈량 평가를 위하여 용혈 지표(Index of Hemolysis)를 이용했다. 이것은 '혈액 펌프가 100[L]의 혈액을 토출 하였을 때의 유리 혈장헤모글로빈의 증가량 [g]'으로 정의되며,

$$IH = \Delta freeHb \times V \times \frac{100}{flow \times time} \quad (1)$$

로 나타낼 수 있다. 여기에서 IH는 용혈 지수로 단위는 [g/100 l], ΔfreeHb는 혈장유리 헤모글로빈의 증가량으로 단위는 [g/l], V는 순환혈액 총량으로 단위는 [l], flow는 유량으로 단위는 [l/min], time은 펌프 구동 시간으로 단위는 [min]를 나타낸다. 그러나, 혈액중의 혈구성분 비율은 그 종류나 상태에 따라 다르기 때문에 완전히 동일한 용혈 특성으로 펌프를 구동한다 하여도 그 용혈 지표는 다르게 된다. 따라서, 혈액 체적에 대한 혈구성분의 체적 백분율 (헤마토크릿

치 Ht[%])에 의하여 보정을 한 보정 용혈 지표(Normalized Index of Hemolysis : NIH)가

$$NIH = \Delta freeHb \times \frac{100 - Ht}{100} \times V \times \frac{100}{flow \times time} \quad (2)$$

식 (2)로 주어진다. 본 연구에서는 이것을 일반적인 용혈 평가 지표로 이용하였다.

4. CFD를 이용한 용혈예측

1) 해석방법

CFD해석에는 CFX사의 BladeGen®, build®, TurboGrid®, TascFlow® 등의 소프트웨어를 사용하였고, 해석과정은 크게 전처리과정, solving 그리고 후처리과정으로 나뉘어진다.

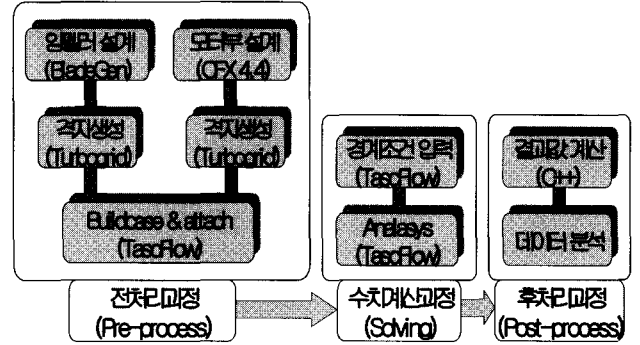


그림 4. CFD해석 흐름도  
Fig. 4. Flow chart through the CFD analysis

그림 4에 CFD해석의 전체 흐름을 나타내었다. 전처리과정은 impeller를 포함한 혈액펌프의 모델링과 격자생성으로 이루어지며, solving구간에서는 impeller와 모터부, 입구부, 출구부 격자들의 build과정과 해석시의 각 경계조건인력 그리고 CFD해석으로 이루어진다. 마지막 후처리과정에서는 해석된 모델의 결과화일(rso)을 이용하여 원하는 값들을 계산, 분석하는 작업을 실시하게 된다.

혈액펌프 전체구간에 대한 격자수는 모델에 따라 조금씩 차이가 나지만 보통은 400,000~450,000개 정도가 된다. CFD 해석시 필요한 경계조건들인 유체의 특성과 inlet, outlet, 각 wall에 대한 경계면 별 조건, 그리고 난류강도, 점성비등을 표 2에 나타내었다.

표 2. CFD해석 경계조건  
Table 2. Boundary condition of the CFD analysis

fluid materials	density	1059kg/m <sup>3</sup>	
	viscosity	0.0036Pa · s	
boundry condition	inlet	pressure	6650 Pa
	outlet	mass flow	0.088 kg/s
	general default wall		stationary absolute
	rotating impeller wall		spinning relative
initial guess	W (z축방향 속도성분)		0.5m/s
	turbulence intensity		0.001(low)
	viscosity ratio		1.0

2) 혈구누적 진단용력법에 의한 용혈예측

용혈이란 적혈구의 세포막이 파괴되어 헤모글로빈이 혈구 밖으로 빠져나가는 현상을 말하며, 용혈이 발생하면 혈액이 응고하는 혈전현상이 나타나 혈관에 침착하여 혈액의 진신순환에 심각한 문제를 가져오게 된다. 이러한 용혈은 고속으로 회전하는 impeller 주위에서 많이 발생하며, 또한 혈구가 혈액펌프를 통과하면서 누적되어지는 진단용력과 관련이 깊은 것으로 보고되어 있다. 따라서 용혈이 발생하는 시점의 진단용력 임계치를 알아낼 필요가 있다.

본 연구에서는 CFD해석을 통해 펌프구동시의 용혈예측치를 산출하기 위해 streak line을 이용하였다. streak line은 Tascflow<sup>®</sup>의 post-process과정 중에 하나로, streak line의 시작면과 출발라인의 간격 등을 정하여 혈액펌프내의 유체흐름의 궤적을 표시한다. 이때 line이 지나는 field상에서 취득이 가능한 여러 가지 데이터를 취하며, 지금까지의 데이터 취득방법인 Lagrangian particle법 보다 훨씬 적은 계산 시간 내에 원하는 결과를 얻을 수 있다.

용혈예측치를 계산하기 위해선 streak line에 대한 여러 데이터들이 필요하다. 이러한 데이터를 얻기 위해 모델해석 후 분석과정에서 다음과 같은 도출 방법을 사용하였다.

Tascflow<sup>®</sup>에 macro를 입력시켜 확인하고자 하는 결과값만을 도출 할 수 있도록 하였다. 자체 명령어로 구성되어지는 macro는 streak line이 출발하는 inlet면의 I, J 그리드 간격을 1로 하고, 취득데이터의 최대 갯수는 20000개로 하였다.

Streak line궤적에 대한 좌표데이터 x, y, z와 각 좌표당 속도벡터성분 u, v, w를 streak\_a(number).dat에 기록하고, Reynolds stress tensor 성분인 S11, S22, S33, S12, S13, S23은 streak\_b(number).dat에 기록한다. 층전단용력 (laminar shear stress) laminar S11, laminar S22, laminar S33은 streak\_c(number).dat에 laminar S12, laminar S23, laminar S13은 streak\_d(number).dat에 각각 기록한다.

표 3. macro를 사용한 출력파일의 내용

Table 3. Contents of output file using the macro

streak_a(number).dat	streak line의 통과좌표	X <sub>n</sub> , Y <sub>n</sub> , Z <sub>n</sub>
	속도벡터 성분	U, V, W
streak_b(number).dat	Reynolds stress tensor	S <sub>111</sub> , S <sub>222</sub> , S <sub>333</sub> , S <sub>112</sub> , S <sub>223</sub> , S <sub>113</sub>
streak_c(number).dat	laminar shear stress 1	laminar S <sub>111</sub> , laminar S <sub>222</sub> , laminar S <sub>333</sub>
streak_d(number).dat	laminar shear stress 2	laminar S <sub>112</sub> , laminar S <sub>223</sub> , laminar S <sub>113</sub>

전단용력 S<sub>ij</sub>는 층전단용력 laminar S<sub>ijj</sub>와 Reynolds stress S<sub>rij</sub>의 합으로 나타낼 수 있다.

$$S_{ij} = S_{ijj} + S_{rij} \tag{3}$$

또한 각 절점에 있어서의 최대주 전단용력 τ<sub>s</sub>는 식 (4)로 표현된다.

$$\tau_s = [1/3(S_{12} + S_{21} + S_{32} + S_{23}) - 1/3(S_{13}S_{31} + S_{23}S_{32} + S_{33}S_{33}) + (S_{12} + S_{21} + S_{32} + S_{23})]/2 \tag{4}$$

혈구의 손실지수 D는 초기치 0을 가지며, 궤적을 따라 이동하면서 손실지수는 누적되어지며, 최종수치가 1을 넘어가

게 되면 이는 혈구의 파괴를 의미한다. i번째의 입자가 갖는 손실지수 d<sub>p,i</sub>는 τ(최대 주 전단용력)와 Δt로 식 (5)과 같이 표현될 수 있다. 이때 Δt는 streak line의 누적좌표로 계산한 distance를 해당하는 속도벡터성분으로 계산된 속도로 나누어 계산한다. [3]

$$d_{p,i} = 3.62 \times 10^{-7} \times \tau_i^{2.416} \times \Delta t_i^{0.785} \tag{5}$$

궤적에 따른 데이터의 갯수에 따라 손실지수D는 누적되어 식 (6)과 같이 나타내어진다. [3]

$$D_{p,i} = D_{p,i-1} + (1 - D_{p,i-1}) \times d_{p,i} \tag{6}$$

한 모델의 용혈지수 E는 N개의 입자로부터 식 (7)과 같이 표현되어진다.

$$E = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^N D_p \tag{7}$$

5. CFD해석을 이용한 축류형 혈액펌프 개량

보다 적은 용혈량을 가지는 모델의 형상특징을 찾아내기 위해 CFD해석을 사용 하였으며 해석결과를 통해 다양한 혈액펌프모델의 용혈예측치를 평가하고 형상개선점을 찾아보았다. 초기 축류형 혈액펌프 모델의 여러 가지 해석결과를 바탕으로 용혈을 줄일 수 있을 것으로 예상되는 모델에 대해 CFD해석을 실시하고 그 결과를 비교하였다.

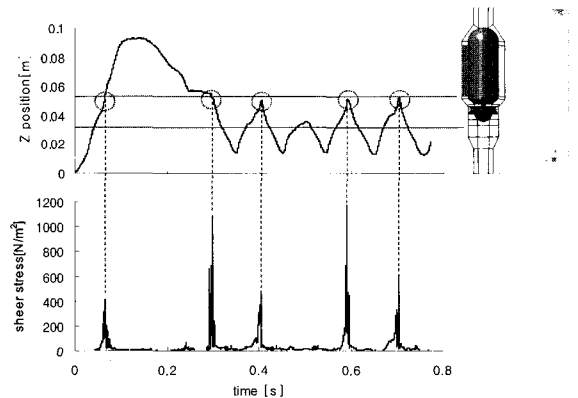


그림 5. Impeller 구간의 혈구가 베인과의 충돌에 의해 발생하는 전단용력

Fig. 5. Shear stress caused a globule of the impeller period collides with the vane

혈액펌프 내 streak line의 궤적에 따른 전단용력 분포를 나타낸 그림 5를 살펴보면, 회전하는 impeller의 영향으로 발생한 와류 때문에 혈구가 펌프를 빠져나가지 못한 채 impeller와의 충돌로 인해 반복적으로 전단용력을 받는 것을 볼 수 있다. 이러한 전단용력은 혈구에 지속적으로 누적되어지며, 누적된 전단용력은 임계치 이상이 되면 혈구가 파괴되는 용혈로 나타나게 된다. 즉, 용혈수치는 혈구가 받는 전단용력과 관련이 깊으며, 또한 혈구의 펌프 내 체류시간에 비

래하여 증가함을 나타낸다. 따라서 펌프 내 체류시간을 최단으로 하는 것이 용혈수치를 줄일 수 있는 방법 중 하나로 보고, 모델수정 시에 이러한 혈액펌프 내 혈구의 체류시간을 조금이라도 줄일 수 있는 모델의 형상으로 수정에 초점을 맞추었다. 모델 형상 개량 변화과정을 표 4에 정리하였다.

표 4. 단계별 모델 형상 개량 변화표  
Table 4. Change chart of the model shape each stage

model		original	A	B	C
하우징직경(mm)		33	23	23	23
guide vane 설치각(β)	전방	-	-	0°	40°
	후방	0°	0°	0°	70°

초기모델에 장착된 모터와 같은 성능을 가지는 소형모터를 장착하여 혈액펌프의 전체 크기를 소형화 시켰으며, 기존의 혈액펌프의 모터부가 시작지점에서 예상되는 혈액흐름의 굴절현상을 없애고 직진성을 부여하여, 혈구의 펌프 내 체류시간을 줄이기 위한 목적으로 수정하였다.

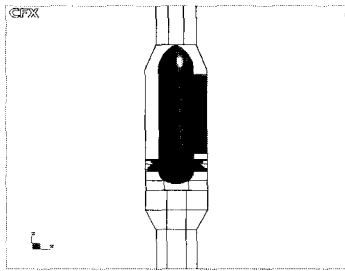


그림 6. 모델A의 형상  
Fig. 6. Shape of model A

고속회전 하는 impeller 전방(입구부)에서 혈액의 흐름을 살펴보면 회전력에 의해 impeller의 전방에서 와류가 발생하는 것을 확인할 수 있었다. 혈구는 와류가 발생하는 지역을 통과하며 상당한 양의 전단응력을 받게 된다. 따라서 이러한 와류발생을 최대한 억제하기 위해 impeller 전방에 guide vane을 설치하였다.

(그림 7 B model)

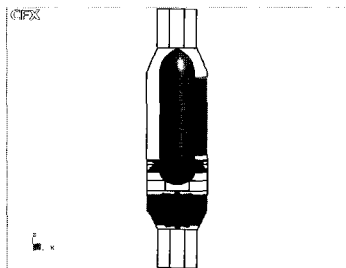


그림 7. 모델 B의 형상  
Fig. 7. Shape of model B

전방 guide vane의 출구각과 모터부에 장착된 후방guide vane의 설치 각도에 대한 혈류의 흐름변화와 용혈예측치를 비교해 보기 위한 모델이며, guide vane 설치각을 impeller vane의 설치각과 서로 반대로 하여 guide vane을 통과하여 impeller부로 유입되는 혈액의 흐름을 부드럽게 수정하였다. (그림 8 C model)

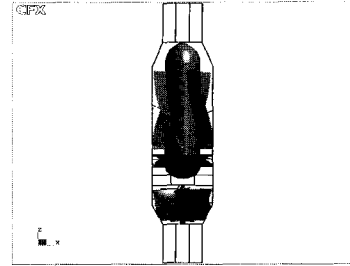


그림 8. 모델B의 형상  
Fig. 8. Shape of model C

축류형 혈액펌프의 장착위치와 심장의 특성을 고려하였을 때 혈액펌프는 기본적으로 동맥압 100mmHg에 대하여 분당 5ℓ 이상의 유량을 출력하여야만 한다. 따라서 전체 모델에 대해 출구측에 100mmHg의 압력조건을 주고 in-vitro실험을 실시하였으며, CFD해석 시에는 해석조건상 출구압력을 경계조건으로 줄 수 없기 때문에 출구 경계조건을 압력대신 질량 유량 0.088 kg/s(≈5ℓ/min)로 하고 이때의 출구압력은 결과 rso화일의 계산을 통해 산출하였다.

### 실험 결과

#### 1. in-vitro값과 CFD해석예측치의 비교

연구에서 다루어진 혈액펌프 각각의 모델에 대해서 CFD 해석 용혈예측치(E)와 in-vitro실험치(NIH)를 구하였다. NIH와 E 수치는 같은 모델, 같은 조건에서 in-vitro실험과 CFD 해석을 실시한 결과이지만 해석경계조건이나 그 평가기준이 서로 다르고, 각기 다른 계산방법으로 결과값을 도출해내므로, 수치적인 결과값도 다를 수밖에 없다. 따라서 두 방법의 결과값 비교 시에는 실험치와 해석치의 수치적 비교가 아닌 상대적 비교를 하였다. 이런 이유로 in-vitro실험치와 CFD해석치의 비교를 위해 초기 혈액펌프 모델인 회전수 7500rpm, gap 0.5mm의 4vane impeller를 장착한 모델의 NIH와 E를 각각 기준으로 하고, 이외의 모델들에 대해 식 (8)와 (9)를 이용하여 상대값을 구하였다.

$$RIH = \frac{NIH_i}{NIH_B} \tag{8}$$

$$E_{rel} = \frac{E_i}{E_B} \tag{9}$$

in-vitro실험과 CFD해석에 사용되어진 모델들은 vane매수, vane층수, rpm, impeller와 하우징사이의 gap등에 따라 총 6가지로 구분하였으며, 모델 구분과 6가지 모델의 in-vitro실험치(NIH)와 CFD해석치(E)의 상대값 RIH, Erel를 구하여 비교한 결과를 표 5에 나타내었다. 그림 9에는 표 5에 나타낸 RIH, Erel를 한눈에 알아 보기 쉽도록 그래프형태로 나타내었다.

표 5. 여러 형상의 펌프에 대한 NIH와 E값  
Table. 5. The Value of NIH and E

vane	gap(mm)	speed (rpm)	NIH / E	RIH / E <sub>rel</sub>
4-vane	0.5	7500	0.028 / 0.0169	1 / 1
4-vane	0.5	8000	0.033 / 0.0204	1.178 / 1.369
4-vane	0.5 2stage	7000	0.056 / 0.0447	2 / 3
4-vane	1.6 2stage	8000	0.3 / 0.0961	10.714 / 6.44
6-vane	0.5	7000	0.214 / 0.0651	7.642 / 4.369
6-vane	1.4	8000	1.1 / 0.356	39.28 / 23.892

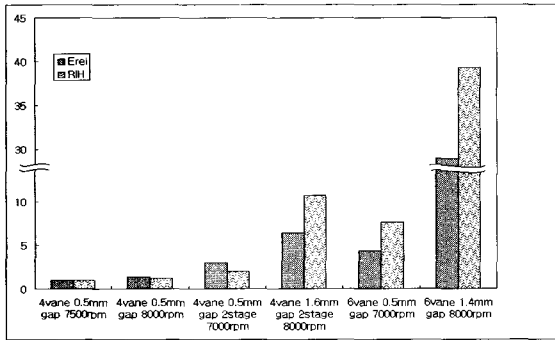


그림 9. 상대전단응력누적치(Erel)과 상대용혈지수(RIH)의 비교  
Fig. 9. Comparison graph with Erel and RIH

혈류의 궤적을 나타낸 streak line을 표시한 그림 10을 살펴보면 고속회전 하는 impeller의 전방에서 많은 와류가 발생하는 것을 볼 수 있다. 그림 5의 결과로 미루어볼 때 대부분의 전단응력이 이곳에서 발생하게 되며, 이러한 전단응력은 결국 혈구가 파괴되는 용혈로 나타나게 된다.



그림 10. 혈액펌프를 통과하는 streak line의 궤적  
Fig. 10. Trace of the streak line passing the blood pump

2. CFD해석을 이용한 모델형상 수정과 용혈예측치의 분석

초기모델의 여러 결과 데이터를 토대로 기존의 펌프 성능을 유지하면서 용혈예측치를 낮출 수 있는 몇가지 모델을 디자인 해보았으며, 개발된 형상의 모델들에 대해 CFD해석을 실시하였다. 형상설계에는 CFX-BladeGen<sup>®</sup>과 CFX4.4-Build<sup>®</sup>가 사용되었으며, Tascflow<sup>®</sup>에 대한 해석경계조건들은 이전 해석조건과 모두 동일하게 적용하였다. 표 6에 CFD용혈예측치와 펌프성능에 관련된 출구압력값을 나타내었다.

표 6 수정된 모델에 대한 출구압력과 용혈예측치(E)  
Table 6. The modified model of the outlet pressure and E

model	speed N. (rpm)	outlet pressure (Pa, mmHg)	E
A	7500	13474.76, 101.06	0.0152
B	7500	12904.28, 96.79	0.0134
C	7500	13349.73, 100.13	0.0129

A model은 성능이 개선된 소형모터를 장착한 모델로, 혈구의 평균 펌프내 체류시간을 기존모델과 비교해 보면, 기존 모델(4vane, 0.5mm gap, 7500rpm)은 평균 0.136초이고 A model은 0.066초로 계산되어진다. 이는 A model이 기존모델보다 훨씬 짧은 펌프 내 체류시간을 갖는 것을 의미하며, 체류시간에 비례하는 용혈 예측치 또한 기존모델에 비해 적게 나온 것을 확인할 수 있었다.

B model은 입구부에 guide vane을 장착하여 고속회전하는 impeller 때문에 발생하는 와류현상을 억제시키기 위한 모델로 streak line의 궤적을 나타낸 그림 12를 보면 A model의 입구부에서 발생하던 와류현상(그림 11)이 상당부분 감소한 것을 볼 수 있다. 이러한 와류현상을 억제함으로써 혈구의 펌프 내 체류시간을 단축시킬 수 있었으며, 용혈예측치를 줄일 수 있게 되었다.

C model은 inflow guide vane에 설치각을 부여한 것으로 guide vane 설치각을 impeller 설치각과 서로 반대로 하여 guide vane을 통과하여 impeller부로 유입되는 혈액의 흐름을 보다 부드럽게 흐를 수 있도록 수정한 모델이다. 수정된 C model의 용혈예측치 E값은 설치각이 0°인 B model에 비해 약 4% 감소한 것을 알 수 있다.

펌프 성능 면에서도 A, B, C model 모두 차압 100mmHg에 근사하는 만족할만한 성능을 보였으며, B model의 경우 A model에 비해 약간 압력이 줄어든 것을 볼 수 있으나 이는 혈액 흐름방향에 반하는 guide vane(설치각 0°)의 영향을 받은 것으로 보여진다. 그림 11, 12에는 A,B model에 대한 impeller 전방의 와류감소정도를 보기위한 streak line궤적을 혈액펌프 전체구간 과 impeller전방을 확대하여 비교하였다. 그림11과 12에서 보듯 A model의 경우에 impeller전방에서 상당부분 발생하던 와류가 guide vane을 장착함으로써 B model에서 대부분 감소한 것을 볼 수 있다.

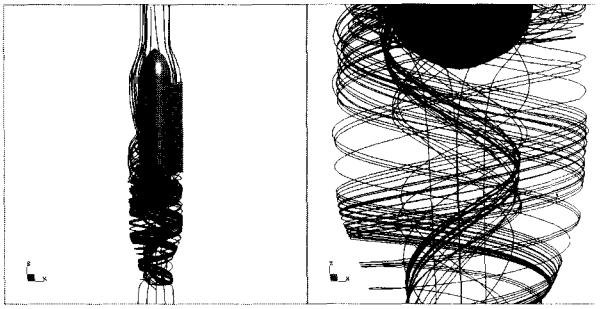


그림 11. 모델 A의 streak line  
Fig. 11. Streak line of model A

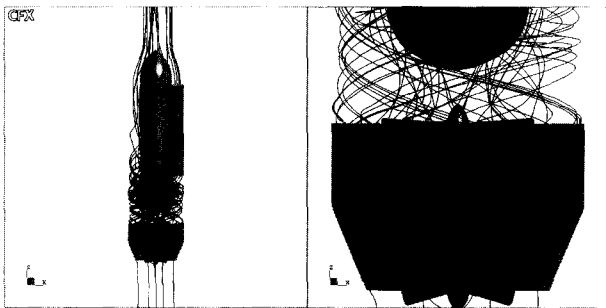


그림 12. 모델 B의 streak line  
Fig. 12. Streak line of model B

전단응력에 많은 영향을 미치는 난류에너지 또한 A model 에 비해 B model의 경우에 많은 부분에서 감소한 것을 그림 13 turbulent kinetic energy의 분포도를 보면 알 수 있다. 초기 드렐에서 A>B>C 모델로 갈수록 impeller부의 난류에너지 분포의 색변화가 조금씩 열어지는 것을 확인할 수 있다.

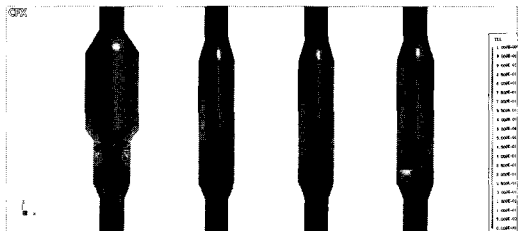


그림 13. 초기모델, A, B, C 모델의 TKE 분포도( fringe plot)  
Fig. 13. TKE fringe plot of the A, B, C and basic model

## 고 찰

CFD해석치와 *in-vitro*실험치의 비교결과 충분히 실험을 대신할 수 있다는 가능성이 입증되었고, 나아가 개량된 혈액 펌프에 대해 CFD해석을 실시한 결과 축류형 혈액펌프 개발에 충분한 응용가능성을 확인할 수 있었다.

결과를 살펴보면 축류형 혈액펌프에서 발생하는 용혈은 고속 회전하는 impeller가 주요한 원인이 되며, 또한 입구부를 통과한 대부분의 혈구가 회전하는 impeller 전방에서 발생한 와류의해 급격한 전단응력의 증가를 보였으며, 이러한 와류를 억제하는 것이 용혈발생을 감소시킬 수 있는 방법중 하

나라는 것을 알 수 있었다. 이에 따라 본 연구에서는 와류를 억제할 수 있는 모델의 형상에 대해 예측해 보았으며, 수정된 모델의 CFD해석 결과 guide vane 장착모델(model B)의 경우 guide vane이 없는 모델(model A)에 비해 약 12%의 용혈감소를 예측할 수 있었다.

Guide vane에 설치각을 부여한 모델(model C)은 그렇지 않은 모델에 비해 4%감소된 용혈예측치를 보였다. 지금까지 알려진 축류형 펌프의 실험적인 보고에 의하면 guide vane의 설치각은 일반적인 축류펌프의 성능에 그다지 큰 영향을 미치지 않는다고 되어있으며, 해석결과 이러한 보고는 혈액 펌프의 성능에도 마찬가지로 적용되는 것으로 확인되었다. 하지만 인체 내 이식형 혈액펌프의 경우 일반적인 유체가 펌핑되는 것이 아니기 때문에 펌프의 성능뿐 아니라 펌핑시 발생하는 혈액의 용혈에 더 큰 의미를 갖고 있으므로, guide vane의 형상은 혈액펌프 개발에 하나의 가능성으로 보여진다. 이에 따라 앞으로 guide vane의 개량 가능성에 대한 지속적인 연구가 진행되어야 할 것이다.

## 결 론

인체에 사용되어지는 다른 인공장기의 개발단계에서도 마찬가지겠지만 축류형 혈액펌프의 개발과정은 현재까지는 전적으로 *in-vitro*실험과 동물실험에만 의존되어져왔다. 하지만 그런 실험방법들은 상당히 고가의 실험비용을 필요로 하며, 또한 실험의 특성상 상당한 개발기간을 가지게 된다. 이러한 비용적, 시간적인 문제를 해결하기 위해 CFD해석이라는 새로운 접근방법을 생각하게 되었으며, *in-vitro*실험치와 CFD 해석치의 상대적인 비교결과 CFD해석의 정확성을 신뢰할 수 있었다.

CFD해석과 *in-vitro*실험의 공동된 경계조건들의 오차, *in-vitro*실험의 문제점, 모델의 재질이나 특성, 용혈지수를 산출하기 위한 여러 가지 방정식 등을 검증, 보완하여 결과값의 오차를 줄이고 보다 정확한 조건에서의 실험과 CFD해석, 그리고 여러 가지 다양한 모델에 대한 검증이 앞으로의 연구에서 실시되어야 할 것이다.

기존의 축류형 혈액펌프의 형상에서 개선된 성능의 형상으로의 수정을 위해 CFD해석에 의한 방법이 사용 가능했으며, CFD해석의 비교 결과 혈액펌프에 있어서 guide vane의 중요성을 알게 되었다.

## 참 고 문 헌

1. Y. Mitamura, H. Nakamura, E. Okamoto, R. Yozu, S. Kawada, D.W Kim, "Development of the Valvo-Pump: Axial flow pump implanted at the heart valve position preserving the diseased heart muscle", Artificial Organs vol.23, No.6, pp.566-571, 1999
2. A.J.Stepanoff : "Centrifugal and axial flow pump", John Wiley & Sons,inc, 1957
3. Ayumi Mitoh, Tetsuya Yano, Kazumitsu Sekine, Yoshinori Mitamura, Eiji Okamoto, Dong-Wook Kim, Ryohei Yozu, and Shiaki Kawada, "Computational Fluid Dynamics Analysis of an Intra-Cardiac Axial Flow Pump", Artificial Organs, vol.27, No.1, pp.33-40, 2003
4. Jorn Apel, Reinhard Paul, Sebastian Klaus, Thorsten siess,

- Helmut Reul, "Assessment of Hemolysis Related Quantities in a Micro Blood Pump by Computational Fluid Dynamics", *Artificial Organs* vol25, No.5, pp.341-347, 2001
5. Jorn Apel, Frank Neudel, Helmut Reul, "Computational Fluid Dynamics and Experimental Validation of a Microaxial Blood Pump", *ASIO* vol.47, pp.552-558, 2001
6. Greg W. Burgreen, Tames F. Antaki, Z.J. Wu, Andrew J. Holmes, "Computational Fluid Dynamics as a Development Tool for Rotary Blood Pumps", *Artificial Organs*, vol25, No.5, pp.336-340, 2001
7. Nose Y., Long-term ex vivo implantation (Longer than one year) of rotary blood pumps., *Artificial Organs*, Vol. 21, pp. 863, 1997
6. Greg W. Burgreen, Tames F. Antaki, Z.J. Wu, Andrew J.