

# 심장 내 이식형 축류 혈액펌프의 임펠러 최적화를 위한 용혈량 예측

論 文  
51D-9-6

## Prediction of Hemolysis in Intra-Cardiac Axial Flow Blood Pumps for Optimization of the Impellers

金 東 郁\* · 三田村好矩\*\*  
(Dong-Wook KIM · Yoshinori Mitamura)

**Abstract** - Low hemolysis is one of the key factors in the production of successful rotary blood pumps. It is, however, difficult to identify the areas where hemolysis occurs. Computational fluid dynamics(CFD) analysis enables the engineer to predict hemolysis on a computer. Fluid dynamics in five different axial flow pumps was analyzed 3-dimensionally using CFD software. The impeller was rotated at a speed which supplied a flow of 5L/min at a pressure difference of 100mmHg. Changes in the turbulent kinetic energy along streamlines through the pumps were computed. Reynolds' shear stress( $\tau$ ) was calculated using the turbulent kinetic energy. Hemolysis was evaluated based on Reynolds' shear stress and its exposure time( $t$ ):  $dHb/Hb = 3.62 \times 10^{-5} \tau^{0.785} t^{2.416}$ . Hemolysis of the pumps was measured *in vitro* using fresh bovine blood to which citrate phosphate dextrose was added to prevent clotting. A pump flow of 5L/min was maintained at a pressure difference of 100mmHg for 3h. The normalized index of hemolysis(NIH) as measured. Reynolds' shear stress was high behind the impellers. The measured NIH and the calculated hemolysis( $dHb/Hb$ ) showed a good correlation;  $NIH = 0.0003(dHb/Hb)$  ( $r = 0.90, n = 6$ ) in the range of NIH between 0.003 and 1.1. CFD analysis can predict the *in vitro* results of hemolysis as well as the areas where hemolysis occurs.

**Key Words** : Intra-Cardiac Axial Flow Blood Pump, Computational Fluid Dynamics (CFD), Hemolysis, Turbulent Kinetic Energy

### 1. 서 론

내과적, 외과적으로도 치료 불가능하게 된 심장질환의 치료법은 심장이식 또는 인공심장의 치환술 외에는 방법이 없다. 우리나라의 경우는 한국심장재단의 조사에 의하면 심장이식수술이 1992년 최초로 수행된 이래, 1998년 30건, 1999년 31건, 2000년 14건 등 매년 30건 정도의 심장이식수술이 수행되고 있다.[1] 그러나, 심장이식 대기자는 2002년 1월 현재 143명으로 심장제공자의 부족이 심각한 상황에 있다.[2] 이와 같은 추세는 우리나라뿐만 아니고, 심장이식이 비교적 활발히 이루어지고 있는 미국의 경우도 상황은 마찬가지이다. 이와 같은 상황에서 장기간의 사용이 가능한 인공심장의 개발이 요구되고 있다. 뿐만 아니라 심장기능의 회복을 도와주는 치료기기로써의 인공심장도 주목을 받고 있다.

인공 심장에는 혈액의 흐름형식에 따라 박동류형과 정상류형으로 나눌 수 있다. 박동류형은 자연 심장에 가까운 혈액 순환 형태를 유지할 수 있는 이점이 있지만 인공심장 본체, 구동 제어 장치 등 모든 부품을 체내에 이식하는 방식으로 되어 있으며, 대부분의 경우는 자연심장을 절제하여 흉강 내에 인공심장을 이식하는 것, 혈액펌프를 흉강 내에, 액추에이터를 복부에 매식하는 것으로 되어있어 순환계와의 해부학적 적합성에 상당한 문제를 가지고 있다.

정상류형 인공심장의 경우는 메카니즘이 간단하고 비용적 형이기 때문에 소형화가 가능한 장점이 있어 해부학적인 적합성이 뛰어나기 뿐만 아니라, 최근의 연구결과를 보면 정상류형 보조 순환 장치로 1년 이상의 장기 생존례도 보고 되어 있어 생리학적인 관점에서 큰 문제가 없는 것으로 되어 있다. [3,4]

본 연구진은 기능이 멈춘 본래의 심장을 남겨둔 채 심장의 판막위치에 이식하여 인공순환을 행하는 심장내 이식형 축류 혈액 펌프의 개발을 계속하고 있다. 액추에이터의 이식 위치를 심장판막 위치로 함으로써 혈액 펌프로써는 구조가 간단하고 소형화가 가능하게 되어 해부학적 적합성이 뛰어나지만, 혈액 속에서 임펠러가 고속으로 회전하기 때문에 용혈량이 너무 많아서 임상에 응용 가능한 혈액펌프의 개발에까지는 이르지 못하였다. [5,6]

축류형 혈액 펌프에서 용혈이 많이 발생하는 부위는 주로 고 전단응력 부위나 와류영역에서 발생하기 때문에 이와 같은 영역을 미리 알아내어 용혈 특성을 개선하기 위한 설계를 함으로써 용혈 문제를 해결할 수 있는 방법이 있다.

따라서, 본 연구에서는 유한 요소법을 이용한 수치 유체 역학에 의하여 임펠러 주위의 혈류해석을 시도하고 이 결과를 축류형 혈액펌프의 *in vitro* 실험에 의한 용혈시험 결과와 비교하여 축류형 혈액펌프의 용혈특성을 검토하고자 한다.

### 2. 축류형 혈액 펌프의 제작

#### 2.1 축류형 혈액펌프의 구조

임펠러의 용혈시험에 사용할 목적으로 제작된 축류형 혈

\* 正 會 員 : 順天郷大學校 情報技術工學部 助教授 · 工博

\*\*非 會 員 : 日本北海道大學 教授 · 工博

接受日字 : 2002年 3月 19日

最終完了 : 2002年 7月 3日

액펌프는 유입부 외경 25[mm], 유출부 외경 38[mm], 길이 40[mm]의 원통형 하우징과 그 안에 들어 있는 임펠러 및 안내 깃과 모터로 구성된다(그림 1). 모터 및 임펠러는 하우징 속의 안내깃에 의하여 고정되어 있다. 난류를 방지하기 위하여 임펠러와 모터 사이에 스페이서, 모터 뒷부분에 반구형 캡을 설치하였다.

임펠러는 축류 펌프의 임펠러 설계법에 따라 설계하였으며, 모터는 출력과 크기를 고려하여 시판중인 모터 중에서 선정하였다. 또, 모터 회전축 주위의 실링은 자성유체를 이용하였다. 혈액 펌프는 대동맥계의 유지를 목적으로 하여 차압 13.3[kPa](=100[mmHg], 동맥압)에 대하여 유량 5[ℓ/min]이상의 펌프 특성을 목표로 하였다.

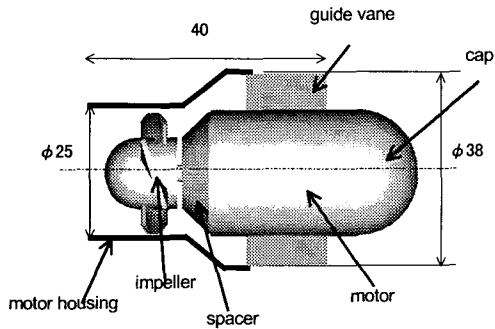


그림 1 *in-vitro* 시험용 축류형 혈액펌프  
Fig. 1 An axial flow blood pump for *in-vitro* tests

2.2 임펠러 형상 설계

축류형 혈액펌프의 설계는 임펠러의 설계가 중심으로 된다. 임펠러의 형상설계는 그림2와 같이 운동량이론 및 경험에 근거하여 만들어진 축류펌프의 임펠러 설계법에 의해 다양한 형태의 축류형 혈액펌프용 임펠러의 설계를 수행하였다.

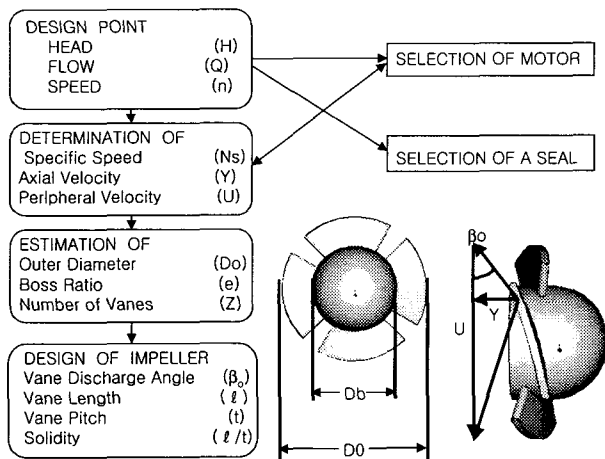


그림 2 임펠러 형상설계순서  
Fig. 2 Design procedure of impeller shape

대표적인 임펠러를 표 1 및 그림 3에 나타내었다. 하나는 비속도가 축류펌프의 최대 효율을 발휘하는 4매 임펠러이며,

다른 하나는 설계점 유량이 실제의 심장박출량에 근접하며 비속도가 약간 적은 6매 임펠러이다.

설계된 임펠러 형상에 근거하여 CAM용 소프트웨어 MAX-5를 이용하여 공구의 경로를 구하여 5축 NC 밀링머신을 제어하여 임펠러를 제작하였다. 4매 임펠러는 R0.5×5° 및 R0.4×0°의 엔드밀을 사용하여 가공하였으며, 6매 임펠러는 R0.5×5° 엔드밀을 사용하여 가공하였다.

표 1 대표적인 임펠러의 전형적인 설계변수 값  
Table 1 Typical values of the design parameters

설계점	유량 Q[ℓ/min]	44.0	18.0
	양정 H[mmHg]	100	100
	회전수 N[rpm]	9000	7500
비속도 Ns [m,m <sup>3</sup> /min,rpm]		1501	799
외경 D <sub>o</sub> [mm]		22.0	22.0
허브경 D <sub>h</sub> [mm]		13.0	13.0
베인설치각	β <sub>o2</sub> (외주부 출구)	19.2	23.6
	β <sub>o1</sub> (외주부 입구)	16.4	11.7
	β <sub>h2</sub> (허브부 출구)	40.7	23.6
	β <sub>h1</sub> (허브부 입구)	26.1	11.7
베인매수		4	6

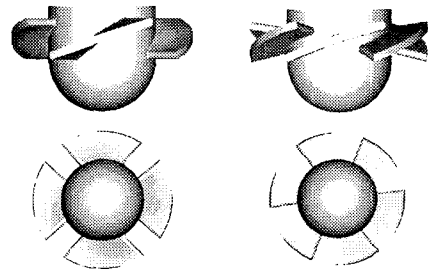


그림 3 대표적인 임펠러의 형상  
Fig. 3 Shapes of popular Impellers

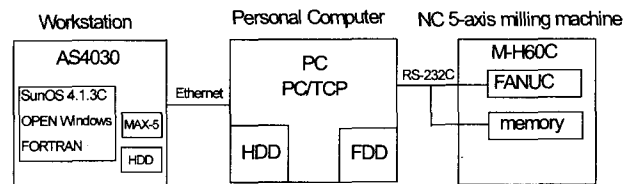


그림 4 임펠러 제작과정  
Fig. 4 Manufacturing process for impeller

3. 축류형 혈액 펌프용 임펠러의 용혈시험

용혈시험에 사용되는 순환혈액은, 실험 당일에 도살된 소의 혈액에 CPD(Citrate Phosphate Dextrose)를 첨가한 신선한 혈액 1200[ml]를 사용하였으며, 항온수조에서 37℃로 일정하게 유지하였다. 또한, 그림 5와 같이 혈액 펌프와 염화비닐제 리저버백 (용량 1000[ml])을 유입측 및 유출측 내경 10[mm], 길이 141[cm]의 실리콘 튜브로 접속하여 모의 순환 회로를 구성했다.

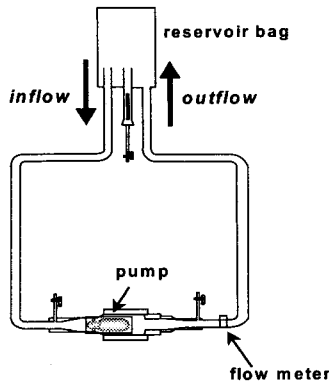


그림 5 용혈시험용 모의 순환회로  
Fig. 5 Mock circulation circuit for the hemolysis test

모의 순환회로를 통하여 유량 5[l/min], 차압13.3[kPa]에서 3시간동안 구동시키며 용혈시험을 수행 하였다. 혈액샘플 추출은 펌프 구동 전 및 구동 중 30분마다 채취하였으며, 이를 TMB 법(SIGMA, 527-A)에 의하여 흡광도를 분광 광도계(U-1100, Hitachi)로 측정하여 혈장 유리 헤모글로빈 농도를 구했다.

실험 결과로부터 용혈량 평가를 위하여 용혈 지표(Index of Hemolysis)를 이용했다. 이것은 '혈액 펌프가 100[l]의 혈액을 토출 하였을 때의 유리 혈장 헤모글로빈의 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 (헤마토크릿치 Ht[%])에 의하여 보정을 한 보정 용혈 지표 (Normalized Index of Hemolysis : NIH)가

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

으로 주어진다. 이것을 일반적으로 용혈 평가 지표로 이용하고 있다. 현재 제작되어 있는 임펠러는 4매 임펠러, 6매 임펠러, 2단-4매 임펠러 등 3종류에 대한 용혈시험을 수행 하였다. 실험조건 중 임펠러의 회전수는 예비 실험을 통하여 차압13.3[kPa]에 대하여 유량 5[l/min]의 출력을 낼 수 있는 조건하에서 회전 시켰다. 용혈 시험 결과를 표 2에 나타내었다.

용혈 시험 결과를 살펴보면, 4매 임펠러의 경우는 NIH가 0.031로 가장 적었으며, 혈액펌프로써의 허용 범위인 0.05이하의 값을 나타내고 있다. 그러나, 본 연구실에서는 NIH가 0.01정도인 축류형 혈액펌프의 개발을 목표로 하고 있기 때문에 현재의 4매 임펠러 보다 용혈이 적은 임펠러 형상을 고안할 필요가 있다. 이 목표를 달성하기 위하여 수치유체

역학에 의한 혈류 해석의 필요성이 제기 되었으며, 다음절에 혈류 해석 방법 및 결과에 대하여 서술한다.

표 2 용혈 시험 결과  
Table 2 The result of hemolysis test

실험 조건			실험 결과
임펠러 종류	회전수 [rpm]	gap [mm]	NIH [g/100 l]
4매	8000	0.5	0.031±0.01(n=3)
2단-4매	7000	0.5	0.056(n=1)
6매	7000	0.5	0.214±0.05(n=3)
2단-4매	8000	1.6	0.3(n=1)
6매	8000	1.6	1.1±0.125(n=3)

#### 4. 축류형 혈액 펌프용 임펠러의 CFD해석

##### 4.1 해석방법

혈액펌프의 CFD 해석은 ① 용혈시험을 수행한 임펠러, ② 익형을 개량한 임펠러, ③ 베인의 설치각을 변경한 임펠러 등 3 그룹에 대해 수행하였다. CFD해석에는 ANSYS/FLOTRAN ver5.5를 사용하였으며, 임펠러 형상 모델은 CAD 소프트웨어(Pro/ENGINEER Release 20.0, Parametric Technology Corporation)를 이용하였다.

CFD해석시의 경계 조건은 그림 6과 같이 유량 5[l/min]를 얻을 수 있도록 하기 위하여 유입 속도 336.8[mm/s]로 하였으며, 유출부의 압력은 일반 성인의 평균 동맥압인 13.3[kPa] (=100mmHg)로 하였다.

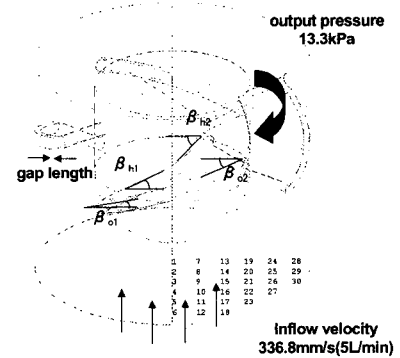


그림 6 CFD 해석을 위한 경계조건  
Fig. 6 Boundary condition for CFD analysis

또한, 본 연구에서 사용한 ANSYS/FLOTRAN의 경우는 유체 부분을 요소 분할하여 흐름장(場)에 회전을 부여하기 위해서는 유체 부분 전체에 회전을 부여하도록 되어 있다. 임펠러 주위 모델에 대하여 약 15만 요소의 사면체로 메시를 잘랐으며 난류 모델은 k-ε모델을 이용하였다.

혈액은 뉴턴 유체로 간주하였으며, 밀도 ρ=1.06×10<sup>-9</sup>[kg/mm<sup>3</sup>], 점성 계수 μ=6×10<sup>-3</sup>[Pa·s]로 하였다.

용혈발생의 용이도를 예측하기 위하여 그림 6과 같이 모델의 대칭성으로부터 유입측의 1/4의 영역에 등 간격으로 나란히 30개의 입자를 흘려, 일정 시간마다 유선상의 입자가 받는 난류 에너지 k를 얻었다. 여기에서 얻어진 난류 에너

지 k로부터 전단 응력을 구하면

$$\tau \approx -2 \rho k \tag{3}$$

로 된다.

Wurzinger은 couette점도계에 혈액을 넣어 couette유동을 부가하여 인가시간과 전단 응력의 비를 변화시켰을 때 혈액의 파괴되는 정도를 구한 실험식을 식(4)로 나타내었다. [9,10]

$$\frac{dHb}{Hb} = 3.62 \times 10^{-5} \times t^{0.785} \times \tau^{2.416} [\%] \tag{4}$$

여기에서,  $\tau$ 는 전단 응력[N/m<sup>2</sup>], t는 혈액의 통과시간[s]이다.

ANSYS/FLOTRAN에서 계산한 입자 30개의 난류 에너지 k를 식(3)을 이용하여 전단 응력으로 환산하고, 식(4)의 용혈평가지수에 대입하여 구한 값을 용혈 예측치[arbitrary unit ; a.u.]로 하였다.

### 4.2 용혈 시험결과와 CFD해석 결과의 비교

CFD 해석에 의한 용혈의 예측에 유효성을 검토하기 위하여 3절의 용혈 시험 조건과 동일한 수치유체해석을 시도하였다. 결과를 정리하여 표 3에 용혈시험과 CFD 해석 결과를 나타내었으며, 실험치와 용혈 예측치를 비교한 그래프를 그림7에 나타낸다. 실험값과 해석치는 상관 계수 r이 0.9038로 높은 상관성을 나타내고 있다. 따라서, CFD 해석에 의하여 용혈의 예측이 가능하다.

표 3 용혈 시험과 CFD해석 결과의 비교  
Table 3 Result of the in-vitro hemolysis test in comparison with the CFD analysis

임펠러 종류	해석 조건		시험결과 NIH [g/100 l]	CFD해석결과 NIH예측치 [a.u.]
	회전수 [rpm]	gap [mm]		
4매	8000	0.5	0.031	864
4매 2단	7000	0.5	0.056	700
6매	7000	0.5	0.214	1410
4매 2단	8000	1.6	0.3	1565
6매	8000	1.6	1.1	3184

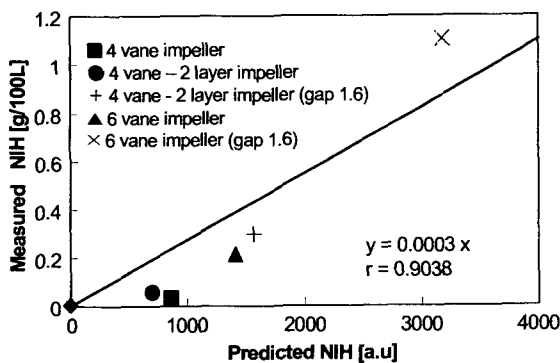


그림 7 용혈시험 결과와 해석결과의 비교  
Fig. 7 A comparison between hemolysis test and CFD analysis

### 4.3 익형을 변화시킨 해석

전 질의 해석에서 4매 임펠러가 가장 용혈이 적은 것으로 나타났다. 여기에서는 임펠러의 익형을 Göttingen387, Göttingen624, NACA2312, NACA4412의 4종류로 변화시켜 해석을 하였다 (그림8). Göttingen이나 NACA는 항공기 익형의 규격으로, 산업에서 사용되고 있는 대부분의 축류펌프가 펌프효율을 높이기 위하여 임펠러에 이러한 유선형을 이용하고 있다. 따라서, 본 축류형 혈액펌프에서도 이들 유선형의 익형을 임펠러에 채용함으로써, 비유선형의 익형을 지닌 4매 임펠러보다 용혈이 억제될 것으로 예상되어, 수치 유체역학적인 해석을 통하여 검증하고자 하였다.

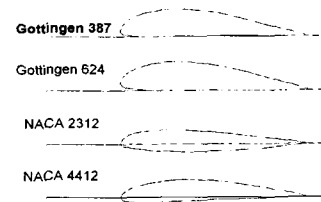


그림 8 익형의 단면도  
Fig. 8 Cross sectional view of airfoils

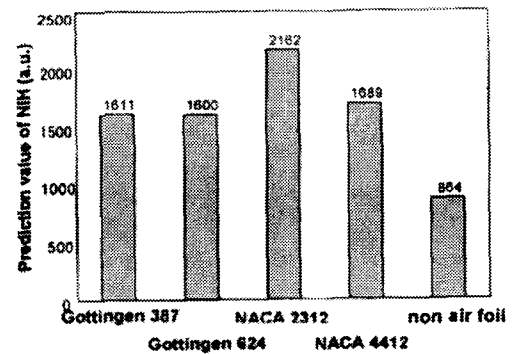


그림 9 각 익형에 대한 용혈의 예측치  
Fig. 9 Predicted extent of hemolysis for each airfoil

임펠러 출구에서의 난류에너지 분포를 살펴보면, 유선형의 익형을 가진 임펠러가 유선형의 익형 형태가 아닌 종래의 4매 임펠러에 비하여 상당히 크게 나타나고 있었다. 이들 결과를 정리하여, 유선형의 익형과, 비유선형 익형인 4매 임펠러의 용혈 예측치를 그림 9에 나타내었다. 그림에서 알 수 있는 것처럼 당초의 예상과는 달리 용혈 예측치가 종래의 비유선형의 익형에 비하여 유선형의 익형을 지닌 모든 임펠러가 2배 정도의 값이 되는 것을 알 수 있다. 따라서 유선형의 익형을 축류형 혈액펌프의 임펠러에 적용한다고 하더라도 용혈이 감소되지 않음을 알 수 있었다. 따라서, 이번의 해석 결과를 기초로 하여 임펠러의 전체의 형상이 변화된 새로운 개념의 임펠러 형상을 고안한 필요가 있다고 생각 된다.

예상과는 다르게 유선형의 익형에서 용혈이 일어나기 쉽게 해석된 이유를 알아보기 위하여 비유선형 익형을 갖는 4매 임펠러(그림 10(a))와 유선형의 익형을 갖는 NACA2312(그림 10(b))의 유속 벡터를 비교한 결과, NACA2312익형

임펠러의 출구 부분에서의 유속이 4매 임펠러에 비하여 커지고 있음을 알 수 있다. 이는 임펠러에 유선형의 익형을 채용함으로써, 날개 윗면의 흐름은 매우 빠른 층류가 형성되나, 임펠러 이탈 후에는 상대적으로 유속이 빠른 혈액이 펌프의 출구부에 토출되기 때문에 흐름형태가 난류로 되기 때문에 되어 이 부분에서의 난류에너지 증가로 인하여 전체적인 용혈량이 증가한 것으로 생각된다.

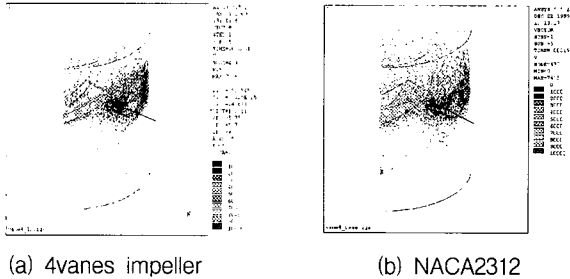


그림 10 임펠러 출구부에서의 유속 벡터  
Fig. 10 Flow velocity vector at impeller discharge

4.4 임펠러의 설치각도를 변화시켰을 경우의 해석

용혈량의 실험치와 수치유체역학 해석에 의한 용혈 추정량의 비교를 그림7에 나타내며 있으나, 실험치와 해석치 사이의 상관 계수 r이 0.9038로 높은 상관성을 나타내고 있어, 수치유체역학해석이 용혈의 예측에 유용하며, 4매 임펠러의 경우는 용혈의 예측치가 가장 적은 것을 알 수 있었다.

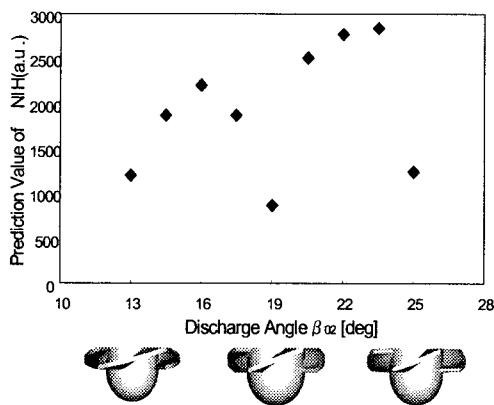


그림 11 날개의 설치각에 따른 용혈 예측치  
Fig. 11 The prediction of hemolysis at each vane discharge angle

그러면, 이 4매 임펠러의 형상이 최적인가를 조사하기 위해 외주부의 임펠러 설치각  $\beta_{02}$ 를 변화시켰을 경우의 해석을 시도하였다. 임펠러 설치각  $\beta_{02}$ 는 그림 4에 나타낸 바와 같다.  $\beta_{02}$  이외의 파라미터는 4매 임펠러와 동일하도록 하였다. Stepanoff에 의하면 비속도에 관계없이  $\beta_2$ 를 22.5°로 하는 것이 바람직하지만  $\beta_2$ 가 17.5~27.5°의 범위에 있을 때에는 효율에 큰 영향을 미치지 않는다고 보고하고 있다. 따라서, 이 범위 부근에서  $\beta_{02}$ 를 현재의 값 19°를 중심으로 13°~25°

사이를 1.5°씩 변화시켜 가면서 해석하였다. 그 해석 결과를 그림 11에 나타낸다. 그래프의 밑에  $\beta_{02}$ 가 13°, 19°, 25°인 임펠러 형상을 나타낸다.

해석 결과, 현재 실험에 사용하고 있는 4매 임펠러가 용혈이 가장 적은 것으로 예측되고 있어, 기존의 축류펌프 설계이론에 근거하여 계산한 임펠러 설치각도가 적당한 것으로 나타났다.

5. 고찰

5.1 CFD에 의한 임펠러의 용혈 해석

in-vitro용혈시험에 사용한 것과 같은 형태의 임펠러에 대한 수치유체해석을 통하여, 궤적에 따른 입자의 난류 에너지, 난류 에너지 분포, 유속 분포를 얻을 수 있었다. 궤적에 따른 입자의 난류 에너지 결과에서 모든 형상의 임펠러가 통과 전은 난류 에너지가 거의 0으로 작지만, 통과 후에는 그 값이 증가하였으며, 출구 측에 가까워질수록 더욱 증가하는 양상을 나타냈다. 또한, 해석결과 난류 에너지가 424528 [mm/s<sup>2</sup>]이상의 큰 값을 갖는 부분이 모든 임펠러에서 나타났다. 또한, 난류 에너지의 분포도에서 난류 에너지는 임펠러 부근에서는 그다지 큰 값이 아니었으나, 임펠러 통과 후에는 큰 값을 나타내고 있는 것을 알 수 있었다.

수치 유체 해석을 시행하기 이전에는 용혈은 주로 하우징과 임펠러 간에 좁은 갭 부분에서 일어난다고 생각되어 갭 부분의 유속을 실험 결과로부터 산출하여 그 값을 용혈 지표로 하였었다. 그러나, 수치 유체 해석에 의하면, 용혈에 큰 영향을 미치는 난류 에너지가 갭 부분이 아니라 임펠러 통과 후에 증가하고 있는 것이 밝혀졌다. 이것은 유속 분포도에서도 임펠러 통과 후에 유속이 증가하고 있는 것을 나타내고 있어, 유속 분포와 난류 에너지 분포는 거의 일치하는 경향을 나타내고 있었다. 따라서, 용혈은 유속 분포 값 또는 난류 에너지 분포 값을 이용하여도 평가할 수 있다고 생각되지만, 용혈의 주된 요인은 전단 응력이기 때문에 난류 에너지를 이용하는 것이 보다 정확한 용혈평가가 가능하리라 생각된다.

용혈이 적은 임펠러를 설계하기 위해서는 임펠러 통과 후에 발생하는 난류를 어떻게 최소화할 것인가가 중요하다. 이것은 임펠러 출구의 형상이 용혈에 큰 영향을 미치는 것을 나타내고 있다. 유속분포는 축방향(z방향)에서는 유입구와 유출구 모두 동일하다고 생각된다. 그러나, 해석 결과 유출구의 입자의 속도는 유입구에 비교하여 상당히 큰 것으로 나타났다. 이것은 유출구에서 축과 수직인 방향(x방향, y방향)으로 큰 속도 성분을 갖고 있기 때문이다. 이와 같은 선회류의 영향에 의하여 용혈이 많이 일어난다고 생각된다. 따라서, 축과 수직인 방향의 유속 성분을 작게 하는 것이 용혈을 적게 하는 것으로 연결된다.

5.2 CFD에 의한 용혈 예측의 유용성

용혈은 적혈구가 받는 전단 응력과 그 인가 시간에 의하여 정해지기 때문에, 본 연구에서는 용혈 예측에 전단 응력과 그 인가 시간에 의하여 용혈을 평가하는 식(4)를 이용하였다.

식(4)에 의한 용혈 예측치와 실험치 사이에는  $r=0.9038$ 이라는 높은 상관성이 있었다. 이 식에는 용혈을 규정하는 주요한 요인인 적혈구가 받는 전단 응력과 그 인가 시간이 포함되어 있어 수치 유체 역학에 의하고 용혈의 예측이 어느 정도 가능한 것이 나타났다.

그러나 6매 임펠러에서 갭이 큰 경우 등 NIH가 큰 모델은 회귀 직선에서 상당히 벗어나 있다. 이것은 용혈의 예측식이 전단 응력  $255[N/m^2]$ 이하의 범위에서 측정된 실험식으로 축류 펌프에서는 모든 임펠러 형상에 대하여 임펠러 통과후의 전단 응력이 약  $1000[N/m^2]$ 로 되어 있어 예측식의 적용 범위를 넘고 있기 때문이라고 생각된다. 이처럼 전단 응력이 큰 영역에서는 식(4)에 의한 값의 1/10 정도밖에 용혈이 일어나고 있지 않다는 보고도 있다.[12] 그러나, 구체적인 예측식은 전단 응력이 큰 영역에서는 얻을 수 없었다.

이번의 해석에서는 입자의 궤적 상에서 일정 시간마다의 난류 에너지 값을 용혈 평가에 이용하였다. 그러나, 이들은 공간적으로 이산적인 값으로 해석 영역의 일부분에서만 평가하고 있는 것으로 된다. 해석 영역 전체의 난류 에너지를 공간 적분하면, 보다 실제의 조건에 가까운 해석 결과를 얻을 수 있다고 생각된다.

### 5.3 베인의 익형을 변화시킨 CFD해석

현재의 베인 형상보다 흐름이 순조롭다고 생각되는 유선형의 익형을 이용한 해석을 시도하였다. 그 결과 용혈의 예측치는 현재의 4매 임펠러의 값이 864이었으나, 어느 익형에 대해서도 약 2배 정도의 값으로 나타났다. 따라서, 이러한 익형을 그대로 축류 펌프의 임펠러로 이용한다 하여도 용혈이 적은 임펠러를 만들 수 없기 때문에 이번의 해석을 기초로 새로운 임펠러 형상을 고안한 필요가 있다. 예상에 반하여 이러한 익형에서도 용혈이 일어나기 쉽다고 해석된 이유는 베인의 후부가 날카로운 형상으로 되어 있어 흐름이 한 점에 집중하기 때문에 흐름이 난류로 되기 쉽기 때문이라고 생각된다.

이것은 전에도 나타냈지만 베인 통과후 유속의 수직 성분을 작게 하는 것이 용혈을 적게 하는 것에 연결된다고 생각된다. 여기에서 4가지 형태의 익형에 대하여 해석을 하였으나 용혈 예측치에는 NACA2312를 제외하고는 큰 차이가 나타나지 않은 것은 베인 전체의 형상으로부터 이들 4개의 형상 모두에 공통적으로 출구가 날카로운 형상으로 되어 있어 용혈이 일어나기 쉽게 되어 있기 때문이라고 생각된다. 따라서 축류 혈액 펌프의 베인으로서의 이처럼 베인 출구가 날카로운 형상으로 되어 있는 것은 사용할 수 없다고 생각된다. 또 NACA2312의 용혈 예측치가 가장 큰 이유는 그림 9의 익형 단면도를 보면 알 수 있는 것처럼, 다른 익형이 윗부분에 볼록한 형상을 갖는 것에 대하여 NACA2312는 익형 아래의 상당한 부분에서도 볼록하게 되어 있는 형상이다. 이와 같은 형상의 특징이 흐름을 난류로 하고 있다고 생각된다.

이상과 같이 난류 에너지 분포는 거의 출구 형상에서 결정되고 또 익형의 차이도 영향을 준다고 생각된다. 이것은 혈액 펌프뿐만 아니라 일반적인 축류 펌프도 동일하리라 생각된다.

### 5.4 베인의 설치각을 변화시켰을 경우의 CFD해석

현재의 베인 설치각  $\beta_{02}$ 값이 용혈 특성에 어떤 영향을 주는가를 조사하기 위해  $\beta_{02}$ 값을 바꾸어서 해석하였다. 그 결과, 현재 값( $\beta_{02}=19.2^\circ$ )이 거의 적당한 것으로 나타났다. 이 값은 임펠러 설계시에 펌프의 효율만을 고려하여 산출한 값이었지만 본 해석에 의한 결과 이 설치각 부근에서 용혈 특성이 좋은 것으로 나타났다.

또,  $\beta_{02}$ 가  $13^\circ$ 나  $25^\circ$ 일 때, 용혈 예측치가 비교적 적은 값으로 됐다. 그러나 일반적으로는  $\beta_{01}<\beta_{02}$ 의 조건이 필요하며, 여기에서는  $\beta_{01}=16.2^\circ$ 이기 때문에  $\beta_{02}$ 가  $13^\circ$ 인 것은 펌프로서는 사용할 수 없다. 또,  $\beta_{02}$ 가  $25^\circ$ 인 것이 용혈이 가장 적은 것으로 해석되었으나, 임펠러의 크기가 너무 작아지기 때문에 역류가 일어날 것으로 생각된다.

해석의 결과로부터 용혈의 예측치는 설치각도에 대한 상관성은 약한 것으로 나타났다. 이와 같은 결과가 나타난 이유는 분명하지 않지만, 앞 절에서 서술한 것과 같이 용혈을 평가하기 위하여 이산적인 값을 이용하고 있기 때문에 입자가 통과하는 장소에 따라 값이 다르고 영역 전체에 대한 평가를 하지 않았기 때문에 이와 같은 결과로 나타난 것이 아닌가 생각된다. 따라서 앞으로 영역 전체를 대상으로 하는 평가 방법이 필요하리라 생각된다.

## 6. 결론

용혈 시험의 결과와 수치 유체 해석의 결과로부터 산출한 용혈의 예측치 사이에는 높은 상관관계가 있는 것으로 나타났다. 용혈의 예측을 위하여 사용한 예측식에는 용혈을 규정하는 주된 요인인 적혈구가 받는 전단 응력과 그 인가 시간이 고려되어 있기 때문에 수치 유체 역학에 의하여 용혈의 예측이 어느 정도 가능한 것으로 나타났다. 현시점에서는 용혈시험과 유체해석의 결과에 대한 비교를 6가지 조건에 대해서만 수행하였으나 앞으로 실험 조건을 늘려감에 따라 NIH의 산출이 충분히 가능하다고 생각된다.

또, 해석 결과의 전단 응력 분포로부터 용혈이 일어나기 쉬운 부위를 특정할 수 있다. 이 전단 응력의 분포로부터 새로운 임펠러를 설계할 때 이와 같은 부위를 제거할 수 있도록 하는 형상을 설계가 가능하다.

모든 해석의 결과를 살펴보면 전단 응력이 큰 부분은 베인의 후방에서 나타났다. 이것은 축류 혈액 펌프의 용혈은 베인 출구의 형상이 가장 영향을 많이 미치는 것을 나타내는 것으로, 베인 출구 부근의 형상을 개량함으로써 보다 용혈이 적은 임펠러 형상을 설계할 수 있다고 생각된다.

### 감사의 글

본 연구는 한국과학재단 특정기초연구(R01-2000-00378)지원으로 수행된 연구로서, 관계부처에 감사드립니다.

참 고 문 헌

[1] <http://www.heart.or.kr/ppt/98/00.pdf>  
 [2] [http://www.konos.go.kr/Left\\_Statistics.htm#1](http://www.konos.go.kr/Left_Statistics.htm#1)  
 [3] Nose Y., "Long-term ex-vivo implantation (Longer than one year) of rotary blood pumps", *Artificial Organs*, Vol. 21, pp. 863, 1997  
 [4] Yada I, Golding LR, Harasaki H, Jacobs G, Koike S, Yozu R, Saito N, Fujimoto LK, Snow J, Olsen E, Murabayashi S, Venkatesen VS, Kiraly R, Nose Y., "Physiopathological studies of nonpulsatile blood flow in chronic models", *Artificial Organs*, Vol. 29, pp. 520-525, 1983  
 [5] D. W. Kim, Y.Mitamura, "A Study of in-vitro Performances of the Intracardiac Axial Flow Pump", *J. of KOSOMBE*, Vol. 19, No. 1, pp. 33-38, 1998  
 [6] 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* 23(6):566-571, 1999  
 [7] K. Naito, K. Mizuguchi, Y. Nose, "The need for standardizing the index of hemolysis", *Artificial Organs*, Vol.18, No.1, p.7, 1994  
 [8] L. J. Wurzinger and R. Opitz, "Hematological Principles of Hemolysis and Thrombosis with Special Reference to Rotary Blood Pumps", *Proc. Internal Workshop Rotary Blood Pumps*, p.19, 1991  
 [9] L.J. Wurzinger, R. Opitz and H.Eckstein, "Mechanical Bloodtrauma. An Overview, *Angeiologie*", Vol.38, No.3, pp.81-97, 1986  
 [10] M. Giersiepen, L.J. Wurzinger, R. Opitz, and H.Reul, "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, 1990  
 [11] M. Umezu, T. Fujimoto, Y. Shiraishi, K. Iwasaki, K. Kondo, and M. Arita, "Contribution of Mechanical Engineering to the Field of Artificial Organs", *Inaugural Japan-Australia Cardiovascular Bioengineering Meeting(Sydney, Australia)*, pp.2-3, 1999  
 [12] R. Paul, F. Schugner, H. Reul, and G. Rau, "Recent Findings on Flow Induced Blood Damage : Critical Shear Stresses and Exposure Times Obtained with a High Shear Couette-System", *ISAO*, p.680, 1999

저 자 소 개



**김 동 욱 (金東郁)**

1964년 10월 23일생. 1988년 전북대 기계공학과 졸업 1992년 일본 Hokkaido Univ. 생체공학과 석사과정졸업(공학석사) 1995년 동대학원 박사과정졸업(공학박사). 현재 순천향대학교 정보기술공학부 조교수  
 Tel & Fax : 041) 530-1340  
 E-mail : bmedwkim@sch.ac.kr



**Yoshinori Mitamura(三田村好矩)**

1944년 2월 1일생. 1966년 名古屋工業大學 기계공학과 졸업. 1971년 일본 Hokkaido Univ. 전자공학과 박사 수료(공학박사) 현재 Hokkaido Univ. 공학연구과 생체시스템공학강좌 교수