

## 심장내 이식형 축류 혈액펌프 용혈특성에 관한 연구

김 동 욱 · 三田村 好矩

순천향대학교 공과대학 정보기술공학부, 日本北海道大學 大學院 工学研究科

(2000년 5월 15일 접수, 2000년 8월 1일 채택)

### A Study on Hemolysis Characteristics of Intra-Cardiac Axial Flow Blood Pump

D.W Kim and Y.Mitamura

Division of Information Technology Engineering, College of Engineering, Soonchunhyang University

Graduate School of Engineering, Hokkaido University, JAPAN

(Received May 15, 2000, Accepted August 1, 2000)

**요약** 축류형 혈액펌프에서 발생하는 용혈이 이 펌프의 성공여부를 결정짓는 주요한 요인의 하나이다. 지금까지는 용혈을 알아내기 위해서는 *in-vitro*적인 실험에 의하여 용혈량을 추정하여왔으나, 수치유체해석에 의한 용혈량의 추정이 가능하다고 생각된다 따라서, 본 연구에서는 다양한 형태의 임펠러에 대하여, 난류모델은  $k-\epsilon$  모델을 사용하여 3차원 수치유체역학 해석을 시도하였다 수치유체해석에 있어서는 펌프 유입측에 입자를 흘려넣어 이 입자가 베일 10ms마다 받는 난류에너지를 구하여 진단응력으로 환산 하였다 해석결과 진단응력은 주로 임펠러의 후방에서 나타나는 것을 알 수 있었다 수치유체해석결과와 신뢰성을 확인하기 위하여 임펠러의 *in-vitro* 실험에 의한 용혈시험 결과를 비교하였으나, 양자 사이에 상관도는 높은 것을 알 수 있었다 상기한바와 같이 수치 유체 해석에 의한 용혈 예측은 물론 용혈이 발생하는 주요 부위의 예측이 가능함을 시사하고 있어, 축류형 혈액펌프 개발시 용혈 특성 개선을 위한 설계도구로서의 유용함을 확인하였다.

**Abstract** : Minimization of hemolysis is one of the key factors for successful axial flow blood pumps. It is, however, difficult to estimate the hemolytic performance of axial flow blood pumps without experiments. Instead, the Computational Fluid Dynamics(CFD) analysis enables the prediction of hemolysis.

Three-dimensional fluid dynamics of axial flow pumps with different impellers were analyzed using the CFD software, FLOTTRAN. The turbulence model  $k-\epsilon$  was used. The changes in turbulent kinetic energy applied to each particle (red blood cell) flowing through the pumps were computed and displayed by the particle trace method (particle spacing of 10 msec). Also the Reynolds shear stress was calculated from the turbulent kinetic energy. The shear stress was higher behind the impellers than elsewhere. The CFD analysis could predict *in vitro* results of hemolysis and also the areas where hemolysis occurred. The CFD analysis was found to be a useful tool for designing less hemolytic rotary blood pumps.

**Key words** Axial flow blood pump, Hemolysis, CFD analysis, turbulent kinetic energy, Reynolds shear stress

## 서 론

중증 심부전 환자의 치료방법으로서 심장이식이 행해지고 있으며, 우수한 치료 성적을 거두고 있다. 그러나, 이 치료법이 폭넓게 이용됨에 따라 제왕되는 심장의 부족이 심각한 문제로

대두되고 있어 심장이식으로 중증 심부전 환자를 모두 치료할 수 없다는 것이 분명해졌다. 이 때문에 제왕에 문제가 없는 인공 심장의 개발이 요구되고 있다.

인공심장은 혈액의 흐름형태에 따라 분류하면 박동류형과 정상류형으로 나눌 수 있다. 박동류형은 자연 심장에 가까운 혈액 순환 형태를 유지할 수 있는 이점이 있지만 그 기구가 복잡하기 때문에 소형화가 곤란하다. 반면에 정상류형 인공심장의 경우는 기구가 간단하고 비용적형이기 때문에 소형화가 가능한 장점이 있어 해부학적인 적합성이 뛰어난 뿐 아니라 최근의 연구결과를 보면, 정상류형 보조순환 장치로 1년 이상

이 논문은 1998년도 한국학술진흥재단의 연구비에 의하여 연구 되었음  
통신저자 김동욱, (336-745) 충남 아산시 신장면 읍내리 산 53-1  
순천향대학교 공과대학 정보기술공학부  
Tel. & Fax, (041)530-1340  
E-mail, bmedwkum@sch.ac.kr

의 장기 생존례도 보고되어 있어 생리학적인 관점에서도 큰 문제가 없는 것으로 되어 있다[1,2].

본 연구실에서는 그림 1과 같이 기능이 시하된 본래의 심장을 남겨둔 채, 심장의 판막위치에 이식하여 인공순환을 행하는 심상내 이식 축류형 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 개발까지는 이르지 못하였다[3,4].

축류형 혈액 펌프에서 용혈이 많이 발생하는 부위는 주로 고 진단 응력 부위나 와류영역에서 발생한다 따라서, 이와 같은 영역을 미리 알아내어 용혈 특성을 개선하기 위한 설계를 함으로써 용혈 분체를 해결할 수 있는 방법이 있다. 이를 위해서는 CAD소프트웨어로 혈액 펌프를 작성하고, CAE소프트웨어에 의하여 임펠러의 유체역학적인 해석을 수행하여 그 결과를 CAD에 피드백하여 최적의 형상을 알아낸 뒤, CNC공작기계에 의하여 임펠러를 제작하는 CAD/CAM/CAE(Computer Aided Design/Manufacturing/Engineering)의 일련의 과정을 채택하는 것이 타당하다고 생각된다.

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

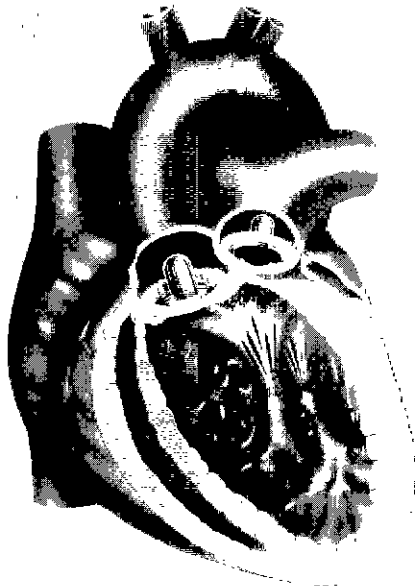


그림 1. 심장판막 위치에 이식되는 심상내 이식형 축류 혈액펌프의 개략도  
Fig. 1. Intra-cardiac axial flow pump. The axial flow pump is implanted at the heart valve position

## 축류형 혈액 펌프

### 1. 혈액펌프의 구조

*in vitro* 실험에 사용된 목적으로 제작된 축류형 혈액펌프는 유입부 외경 25[mm], 유출부 외경 38[mm], 길이 40[mm]의 원통형 하우징과 그 안에 들어 있는 임펠러 및 안내깃과 모터로 구성된다(그림 2) 모터 및 임펠러는 하우징 속의 안내깃에 의하여 고정되어 있다. 난류를 방지하기 위하여 임펠러와 모터의 사이에는 스페이서를 모터 뒷부분에는 반구형 캡을 설치하였다.

임펠러는 축류 펌프의 임펠러 설계법에 따라 설계하였으며 [5], 모터는 출력과 크기를 고려하여 시판중인 모터(RBE-0401, Inland) 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.

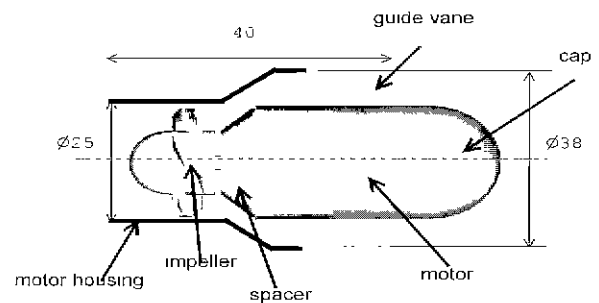


그림 2. 축류 혈액펌프의 형상  
Fig. 2. Design of the axial flow pump

### 2. 용혈 시험

축류형 혈액펌프의 *in vitro* 용혈특성 실험을 위한 순환 혈액은 실험 당일에 도산된 소의 혈액에 CPD(Citrate Phosphate Dextrose)액을 첨가한 신선혈액 1200[ml]를 사용하였으며, 혈액의 온도는 항온 수조에서 37℃로 일정하게 유지하였다. 그림 3과 같이 혈액 펌프와 염화 미닐제 리시거 백(용량 1000[ml])을 유입 측 및 유출 측에서 내경 10[mm], 길이 141[cm]의 실리콘 튜브로 접속하여 모의 순환 회로를 구성하였다[6,7].

혈액샘플 추출은 펌프 구동 전 및 구동 중 30분마다 채취하였으며, 이를 TMB법(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 도출하였을 때의 유리 혈장 헤모글로빈의 증가량 [g]'으로 정

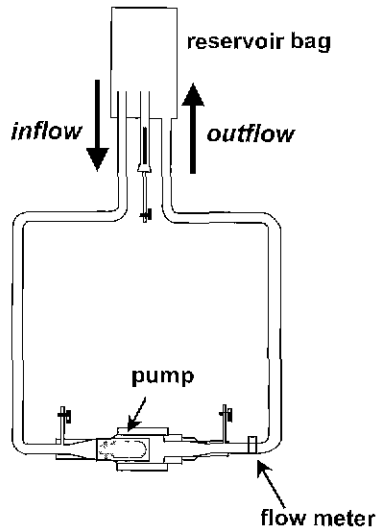


그림 3. 모의 순환회로  
Fig. 3 Circulation circuit for hemolysis test

의되며,

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

로 나타낼 수 있다. 여기에서 IH는 용혈 지표로 단위는 [g/100ℓ], 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. 그러니, 혈액중의 혈구성분 비율은 그 종류나 상태에 따라 다르기 때문에 완전히 동일한 용혈 특성으로 펌프를 구동한다 하여도 그 용혈 지표는 다르게 된다. 따라서, 혈액 제적에 대한 혈구성분의 제적 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 3종류이다. 이들에 대하여 갭 길이 (하우징과 임펠러의 틈, 그림4 참조)를 변화시켜 용혈 시험을 수행하였다. 용혈 시험 결과를 표 1에 나타내었다.

용혈 시험 결과를 살펴보면, 4매 임펠러의 경우는 NIH가 0.031로 가장 적었으며, 혈액펌프로써의 허용 범위인 0.05이하 [6]의 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 수치유체역학에

표 1 용혈 시험 결과

Table 1. The Result of Hemolysis Test

실험 조건			실험 결과
임펠러 종류	회전수[rpm]	gap 길이[mm]	NIH[g/100L]
4매	8000	0.5	0.031±0.02(n=3)
2단-4매	7000	0.5	0.056
6매	7000	0.5	0.214
2단 4매	8000	1.6	0.3
6매	8000	1.6	1.1

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

### 축류형 혈액 펌프의 수치해석

#### 1. 해석방법

혈액펌프의 수치 유체역학 해석은 ① 이미 제작된 임펠러 형태, ② 형상이 개량된 임펠러, ③ 임펠러의 설치각 변경 등 3가지 방법에 대하여 수행하였다. 해석에는 유한 요소법 소프트웨어(ANSYS/FLOTRAN ver 5.5, ANSYS, inc.)를 사용하였으며, 형상 모델의 작성에는 CAD 소프트웨어(Pro/ENGINEER Release 20.0, Parametric Technology Corporation)를 이용하였다.

경계 조건은 그림 4와 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. 또한 회전수는 유량 5[ℓ/min]를 얻을 수 있는 조건이 되도록 하기 위하여 임펠러의 형상에 따라 표 1과 같이 서로 다른 회전수를 이용하였다.

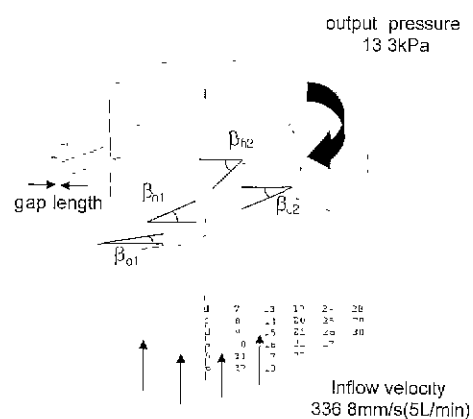


그림 4. FEM 해석을 위한 경계조건  
Fig. 4. Boundary condition for FEM analysis

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 그림 5와 같이 약 15만 요소의 사면체로 메시를 잘랐으며 난류 모델은 k-ε 모델을 이용하였다.

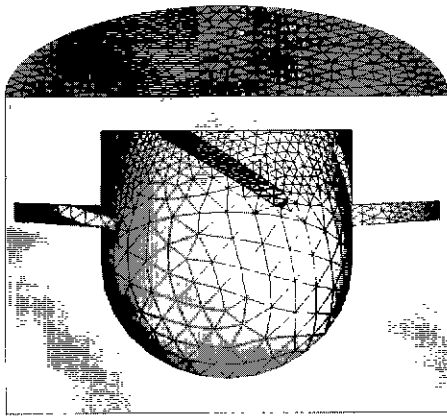


그림 5. 유한요소 모델 (4매 임펠러의 경우)  
**Fig. 5.** FEM model with mesh generation (4-vanes impeller)

혈액은 뉴턴 유체로 간주하였으며, 밀도  $\rho=1.06 \times 10^3$  [g/mm<sup>3</sup>], 점성 계수  $\mu=6 \times 10^{-3}$  [Pa · s]로 하였다.

용혈발생을 예측하기 위하여 그림 4와 같이 모델의 대칭성으로부터 유입측의 1/4의 영역에 등 간격으로 나란히 30개의 입자를 흘려, 일정 시간마다 유선상의 입자가 받는 난류 에너지 k를 얻었다. 여기서 얻어진 난류 에너지 k로부터 전단 응력을 구하면

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

로 된다.

Wurzinger[8,9]은 couette점도계에 혈액을 넣어 couette유동을 부가하여 인가시간과 전단 응력의 비를 변화시켰을 때 혈액의 파괴되는 정도를 구한 실험식을 식(4)로 나타내었다.

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

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

용혈예측치는 유입측에 흘려 넣은 30개의 입자 각각에 대한 난류에너지 k를 ANSYS/FLOTRAN에 의하여 계산하고, 이때 얻어진 난류에너지 k를 식(3)을 이용하여 전단 응력으로 환산하였다. 각 입자에 대하여 구해진 전단 응력치를 식(4)의 용혈 평가지표에 대입하여 얻어진 값을 모두 합산한 값을 용혈 예측치(au)로 하였다.

### 2. 용혈 실험결과와 수치유체해석 결과의 비교

수치유체해석이 용혈의 예측에 유효한가를 알아보기 위하여 2.2절의 용혈 시험 조건과 동일한 수치유체해석을 시도하였다. 그 결과를 그림6, 그림7에 나타내었다.

그림6은 입자의 궤적에 따른 난류 에너지의 결과로 대표적으로 4매 임펠러(a), 6매 임펠러(gap:1.6mm)(b)에 대하여 나타내었다. 10[ms]마다의 궤적을 기록한 것으로 입자는 아래로부터 위에 흐르게 하였으며, 임펠러 통과시의 난류 에너지 값은 0에 가까우며 임펠러 통과 후에 난류 에너지가 증가하고 있는 것을 알 수 있다. (a)그림은 4매 임펠러의 결과이며, (b)그림은 6매 임펠러의 결과로 6매 임펠러가 상대적으로 용혈이 일어나기 쉽다는 것을 알 수 있다.

그림7은 유속의 분포를 나타낸 것으로 4매 임펠러(a)와 6매 임펠러(gap:1.6mm) (b)를 비교하면, 6매 임펠러에서는 4매 임펠러에서는 나타나지 않았던 유속 10000[mm/s]이상이 임펠러 후방에서 많이 나타나고 있어, 유속 분포를 살펴보아도 6매 임펠러가 용혈이 일어나기 쉽다는 것을 알 수 있다.

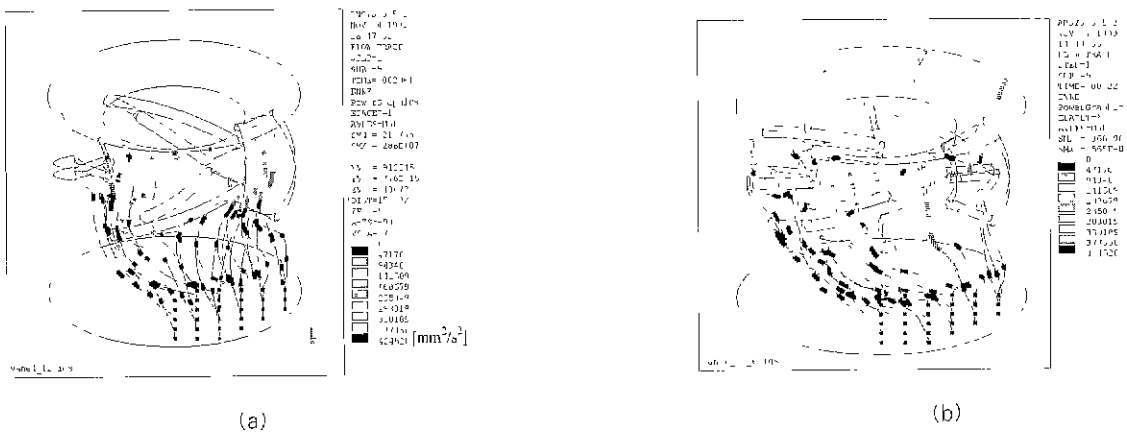


그림 6. 입자의 궤적에 따른 난류 에너지( (a)4매 임펠러, (b)6매 임펠러)  
**Fig. 6.** Turbulent kinetic energy along the particle traces around the impeller (a) 4-vanes impeller, (b) 6-vanes impeller)

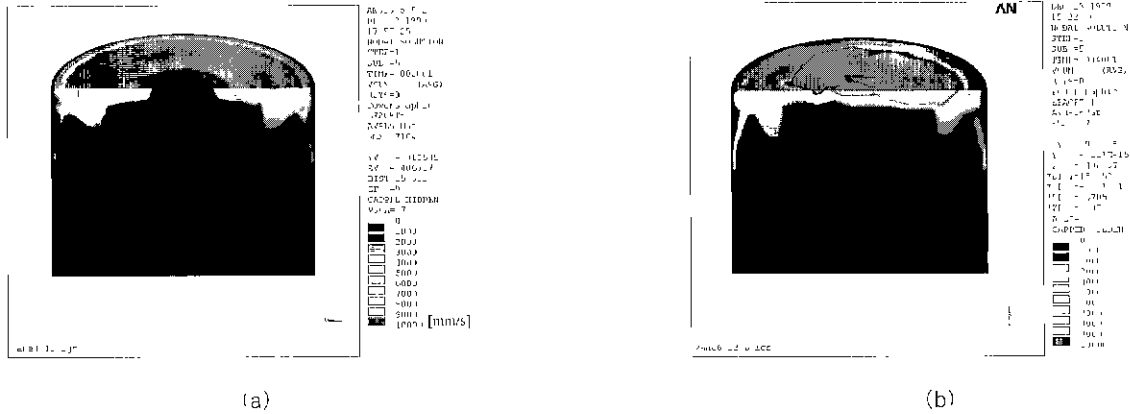


그림 7. 유속분포 (a)4매 임펠러, (b)6매 임펠러  
 Fig. 7. Distribution of velocity (a) 4-vanes impeller, (b) 6-vanes impeller)

이상의 결과를 정리하여 표 2에 용혈시험과 수치해석 결과를 나타내었으며, 실험치와 용혈 예측치를 비교한 그래프를 그림8에 나타낸다. 실험치와 해석치는 상관 계수 r이 0.9038로 높은 상관성을 나타내고 있다. 따라서, 수치 유체 해석에 의하여 용혈의 예측이 어느 정도 가능한 것을 시사하였다.

표 2. 용혈 실험과 수치 유체 해석의 결과  
 Table 2. The result of hemolysis test and FEM analysis

해석 조건		실험 결과	해석결과	
임펠러 종류	회전수[rpm]	gap 길이[mm]	NIH [g/100L]	NIH의 예측치 (a.u)
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

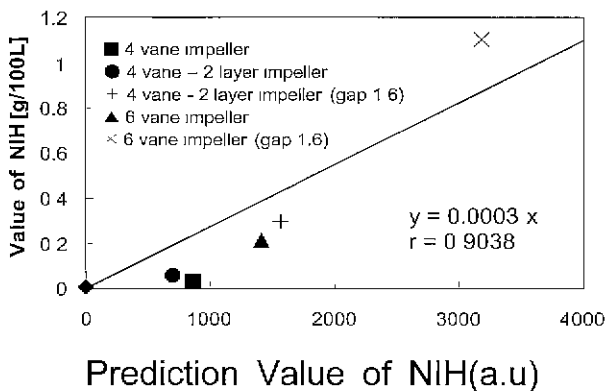


그림 8. 용혈실험 결과와 해석결과의 비교  
 Fig. 8. A Comparison between hemolysis test and FEM analysis

3. 익형을 변화시킨 해석

본 절에서는 유선형의 익형을 임펠러에 채용함으로써 비유선형의 익형을 지닌 임펠러보다 용혈이 억제될 것으로 예상되어, 수치 유체역학적인 해석을 통하여 검증하고자 한다. 특별히 전 절의 해석결과 및 실험결과를 고려하였을 때 4매 임펠러가 용혈특성이 우수한 것으로 나타났기 때문에 4매 임펠러에 대하여 유선형 및 비 유선형의 익형에 대하여 용혈 특성을 수치 해석 하여 보기로 한다

해석에 사용된 임펠러의 익형은 그림 9와 같은 Gottingen 387, Gottingen624, NACA2312, NACA4112의 4종류로, Gottingen이나 NACA는 항공기 익형의 규격으로 산업에서 사용되고 있는 대부분의 축류 펌프가 펌프효율을 높이기 위하여 임펠러에 이러한 유선형의 익형을 사용하고 있다[5].

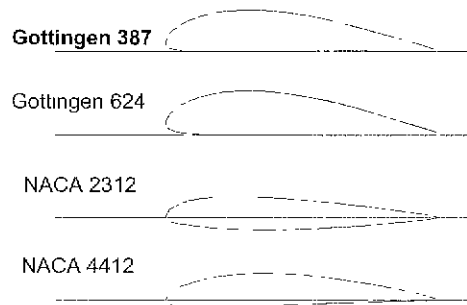


그림 9. 익형의 단면도  
 Fig. 9. A airfoil sections

그림 10에 각각의 유선형의 익형에 대한 난류에너지 분포의 해석 결과를 나타낸다. 또한 이 결과를 비교하기 위하여 비유선형의 익형으로 되어 있는 4매 임펠러의 난류에너지 분포 해석 결과를 그림 11에 나타내었다.

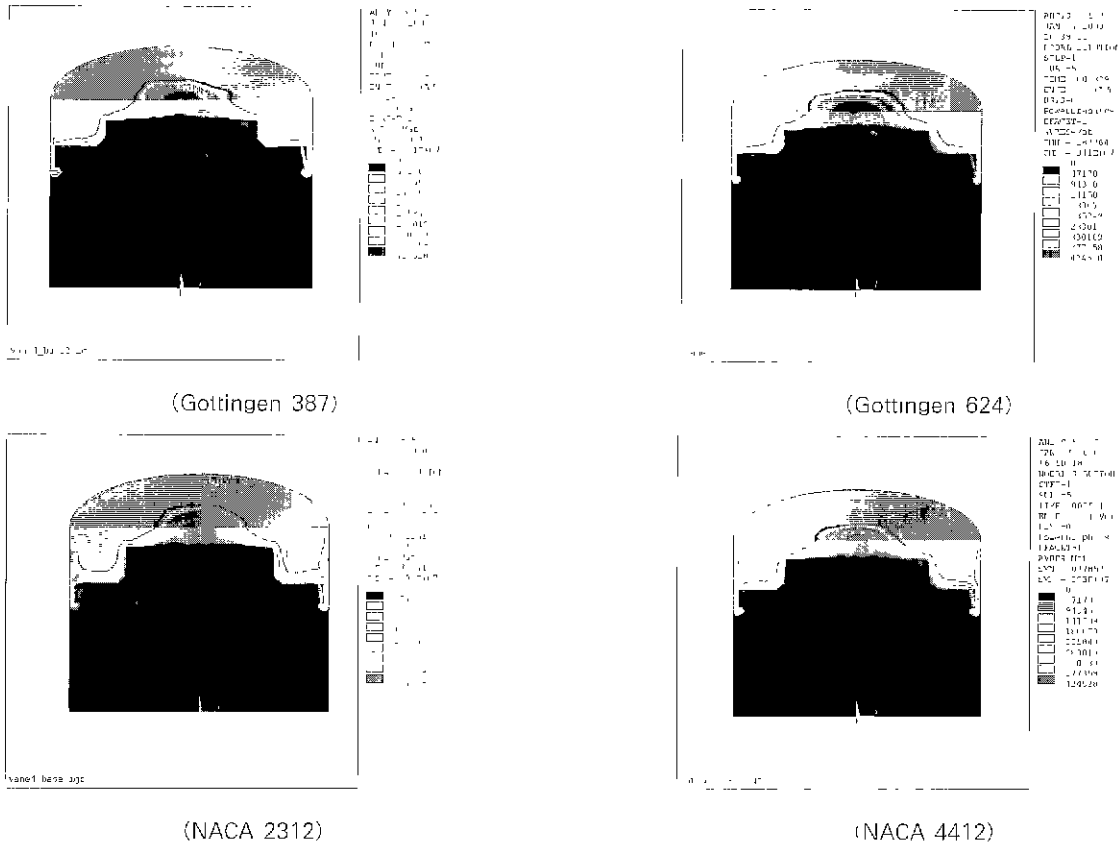


그림 10. 각 유선형의 익형에 대한 난류에너지 분포(4매 임펠러)  
 Fig. 10. Distribution of Turbulent kinetic energy at the each airfoil(4-vanes impeller)

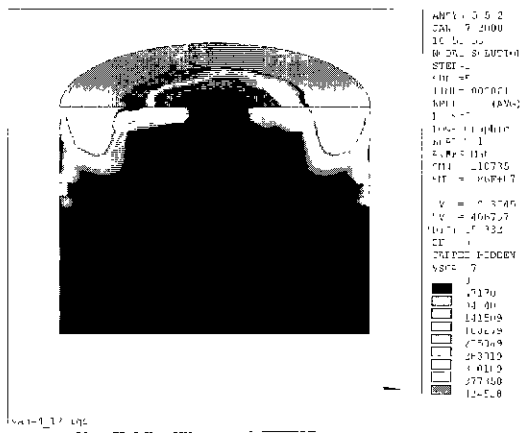


그림 11 4매 임펠러의 난류 에너지 분포(non airfoil)  
 Fig. 11. Distribution of Turbulent kinetic energy at the 4-vanes impeller (non airfoil)

임펠러 출구에서의 난류에너지 분포를 살펴보면, 유선형의 익형을 가진 임펠러가 비유선형의 익형을 갖는 종래의 4매 임펠러(그림11)에 비하여  $424528[\text{mm}^2/\text{s}^2]$  이상을 갖는 부분이 많이 존재하고 있어, 유선형을 익형을 갖는 임펠러가 난류에너지가 상당히 크게 나타나고 있는 것을 알 수 있다.

이들 결과를 정리하여 유선형의 익형과 비유선형 익형인 4매 임펠러의 용혈 예측치를 그림 12에 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

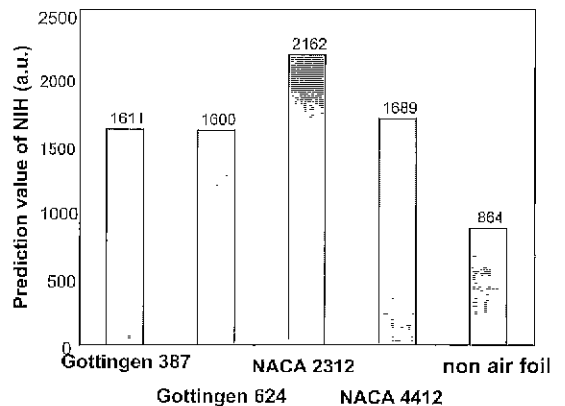


그림 12. 각 익형에 대한 용혈의 예측치  
 Fig. 12. The prediction of hemolysis at the each airfoil

용혈이 감소되지 않음을 알 수 있었다. 따라서, 이빈의 해석 결과를 기초로 하여 임펠러의 전체의 형상이 변화된 새로운 개념의 워펠러 형상을 고안한 필요가 있다고 생각된다.

예상에 반하여 유선형의 익형에서 용혈이 일어나기 쉽게 해석된 이유를 알아보기 위하여 비유선형 익형을 갖는 4매 임펠러(그림 13 (a))와 유선형의 익형을 갖는 NACA2312(그림 13 (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 뒷면의 흐름은 매우 빠른 층류가 형성되나, 임펠러 이탈 후에는 상대적으로 유속이 빠른 혈액이 펌프의 출구부에 토출되기 때문에 토출부의 흐름이 난류로 되기 쉽게 되어 이 부분에서의 난류에너지 증가가 전체적으로 용혈을 일어나기 쉽게 한 것이 원인으로 생각된다.

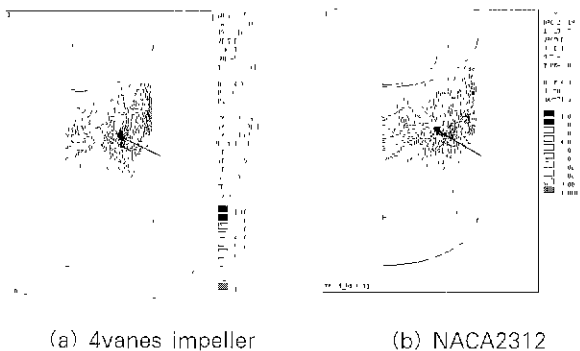


그림 13. 임펠러 출구부에서의 유속 벡터  
Fig. 13. Flow velocity vector at impeller discharge

4. 임펠러의 설치각도를 변화시켰을 경우의 해석

용혈량의 실험지와 수치유체역학 해석에 의한 용혈 추정량의 비교를 그림8에 나타낸바 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. 그러면, 이 4매 임펠러의 형상이 최적인가를 조사하기 위해 외주부의 임펠러 설치각  $\beta_{out}$ 을 변화시켰을 경우의 해석을 시도하였다. 임펠러 설치각  $\beta_{out}$ 은 그림 4에 나타낸 바와 같다.  $\beta_{out}$ 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  $\beta_{out}$ 을 현재의 값 19°를 중심으로 13°~25° 사이를 1.5°씩 변화시켜가면서 해석하였다. 그 해석 결과를 그림 14에 나타낸다. 그래프의 밑에  $\beta_{out}$ 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 나타

났다.

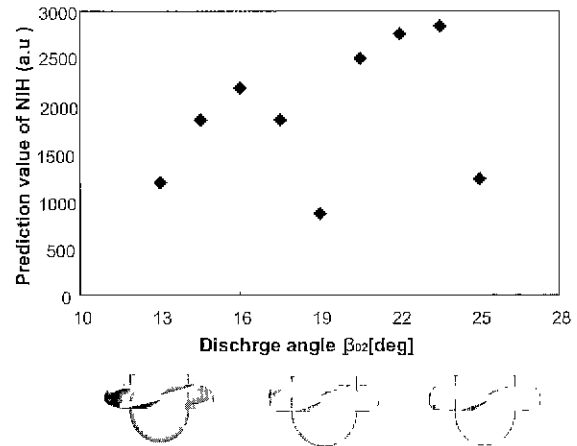


그림 14. 날개의 설치각에 따른 용혈 예측치  
Fig. 14. The prediction of hemolysis at each vane discharge angle

고찰

1 종래 임펠러 형상의 해석

이미 제작되어 있는 4매 임펠러와 4매 임펠러 2단, 6매 임펠러에 관한 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 [ $\text{mm}^2/\text{s}^2$ ] (전단 응력으로 환산하면 900 [ $\text{N}/\text{m}^2$ ]) 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 최소한으로 할 것인가가 중요하다. 이

것은 임펠러 출구의 형상이 용혈에 큰 영향을 미치는 것을 나타내고 있다. 유속분포는 축방향(z방향)에서는 유입구와 유출구 모두 동일하다고 생각된다. 그러나, 회전 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.

2. 수치 유체 역학에 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)을 이용하였다.

한편, 본 연구에서 사용한 방법 이외에 용혈을 평가하는 방법으로는, 전단 속도가 500 [ℓ/s]을 넘는 영역이 있으면 용혈이 증대하고 300 [ℓ/s]이하에서는 감소한다고 하는 진단 응력 만에 의한 평가 방법, 그리고, 전단 응력의 대용으로 에너지 산일율(ratio of energy dissipation)  $\epsilon$  [mm<sup>2</sup>/s<sup>4</sup>]과 시간 t[s]을

이용한 식(5)를 이용하여 용혈을 평가하는 방법이 있다. [10] 에너지 산일율은 난류 에너지의 단위 시간, 단위 절량당의 산일율이다.

$$H = k \epsilon^{\alpha} t \tag{5}$$

여기에서 H는 혈장 유리 헤모글로빈의 양, k와  $\alpha$ 는 상수이다. 이 식은 일반적으로 용혈의 평가에 사용되는 식(4)에서는 원래 텐서인 전단 응력을 스칼라로서 취급하고 있기 때문에 원래 스칼라 값인 에너지 산일율을 용혈 평가에 이용하는 것이 자연스럽다는 의견에서 식(5)가 채택되었다. 그림 15에 4매 임펠러, 그림 16에 6매 임펠러에서의 전단 응력과 에너지 산일율의 결과치를 나타낸다.

4매 임펠러, 6매 임펠러 모두 진단 응력과 에너지 산일율은 거의 일치하는 분포를 나타냈다. 따라서 에너지 산일율을 이용해도 용혈의 평가가 가능하다고 생각된다. 그러나, 에너지 산일율이 전단 응력과 어떠한 관계에 있는가가 명확하지 않기 때문에 본 연구에서는 일반적으로 용혈의 평가에 사용되는 식(4)를 이용하여 용혈의 예측을 수행하였다.

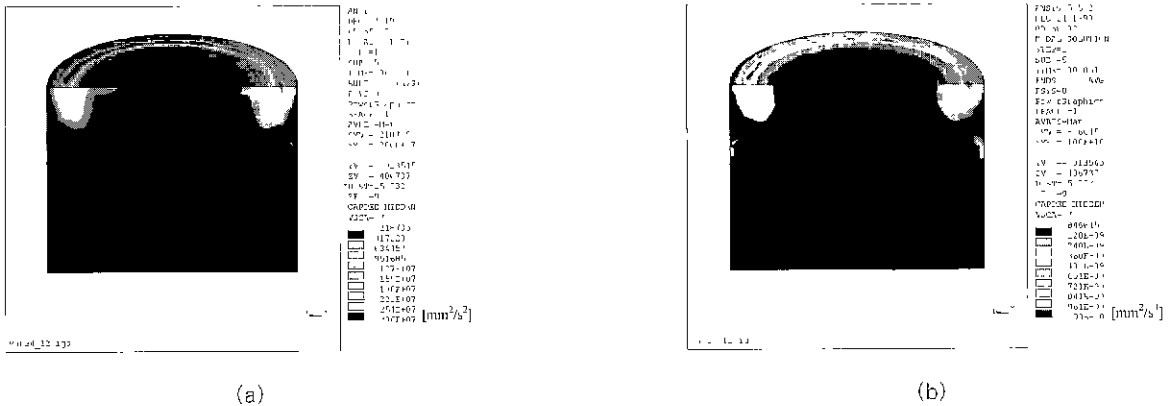


그림 15 4매 임펠러에서의 난류에너지 분포(a) 와 에너지 산일율 분포(b)  
Fig. 15. Distribution of Turbulent kinetic energy(a) and ratio of energy dissipation(b) at the 4-vanes impeller

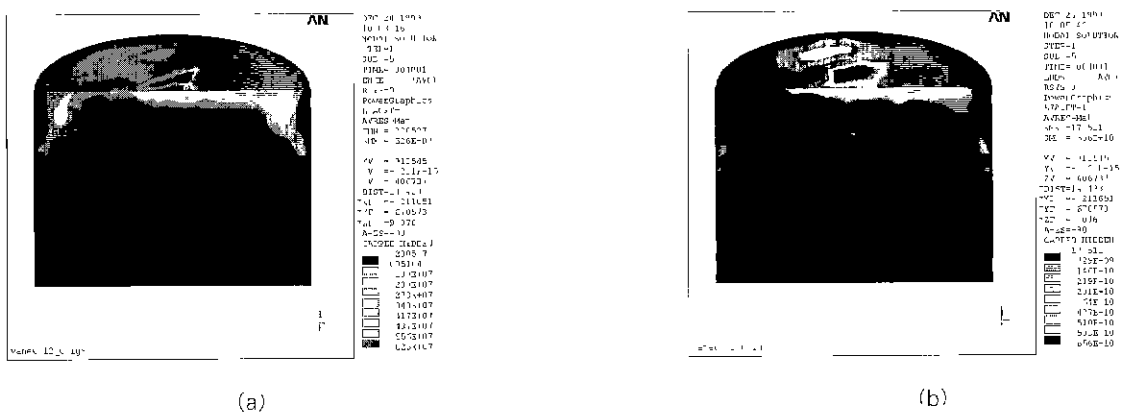


그림 16 6매 임펠러에서의 난류에너지와 에너지 산일율 분포  
Fig. 16. Distribution of Turbulent kinetic energy(a) and ratio of energy dissipation(b) at the 6-vanes impeller



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

그러나 6배 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. 이치림 전단 응력이 큰 영역에서는 식(4)에 의한 값의 1/10 정도밖에 용혈이 일어나고 있지 않다는 보고도 있다.[11] 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.

3. 익형을 변화시킨 해석

현재의 임펠러 형상보다 흐름이 순조롭다고 생각되는 유선형의 익형을 이용한 해석을 시도하였다. 그 결과 용혈의 예측치는 현재의 4배 임펠러의 값이 86%이었으나, 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 임펠러의 후부가 날카로운 형상으로 되어 있어 흐름이 한점에 집중하기 때문에 흐름이 난류로 되기 쉽기 때문이라고 생각된다.

이것은 진에도 나타냈지만 임펠러 통과후 유속의 수치 성분을 작게 하는 것이 용혈을 적게 하는것에 연결된다고 생각된다. 여기에서 4가지 형태의 익형에 대하여 해석을 하였으나 용혈 예측치에는 NACA2312를 제외하고는 큰 차이가 나타나지 않은 것은 임펠러 전체의 형상으로부터 이들 4개의 형상 모두에 공통적으로 출구가 날카로운 형상으로 되어 있어 용혈이 일어나기 쉽게 되어 있기 때문이라고 생각된다. 따라서 축류 혈액 펌프의 임펠러로서는 이치림 임펠러 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 상방한 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.

4. 임펠러의 설치각을 변화시켰을 경우의 해석

현재의 임펠러 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 결과가 나타난 것이 아닌가 생각된다. 따라서 앞으로 영역 전체를 대상으로 하는 평가 방법이 필요하리라 생각된다.

결 론

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, 해석결과와 전단 응력 분포를 살펴보면 용혈이 일어나기 쉬운 부위를 알아낼 수 있기 때문에 새로운 임펠러를 설계할 때 이와 같은 부위가 제거된 형상의 임펠러를 설계할 수 있게 된다.

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

참 고 문 헌

1. Nose Y., "Long-term ex vivo implantation (Longer J. Biomed Eng Res: Vol. 21, No. 4, 2000

- than one year) of rotary blood pumps", *Artificial Organs*, Vol. 21, pp. 863, 1997
2. 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
  3. 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
  4. Y. Mitamura, H. Nakamura, E. Okamoto, R. Yozu, S. Kawada, DW Kim, "Development of the Valvo-Pump: Axial flow pump implanted at the heart valve position", *Artificial Organs*, Vol.23, No.6, pp.566-571, 1999
  5. Stephen Lazarkiewicz, Adams T, Trokolanski, *Impeller Pumps*, Pergamon Press, 1965
  6. K. Naito, K. Mizuguchi, Y. Nose, "The need for standardizing the index of hemolysis", *Artificial Organs*, Vol.18, No 1, p.7, 1994
  7. 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
  8. L.J. Wurzinger, R. Opitz, and HEckstein, "*Mechanical Bloodtrauma. An Overview, Angiologie*". Vol. 38, No. 3, pp. 81-97, 1986
  9. 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 valve"s, *Artificial Organs*, Vol 13, pp. 300-306, 1990
  10. 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
  11. 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*", *ISA0*(Edinburgh, UK), pp. 680, 1999