

## 遺伝的アルゴリズムによる血液ポンプの多目的最適設計\*

金子 雅 広<sup>\*1</sup>, 中 村 陽 一<sup>\*2</sup>  
塚 本 寛<sup>\*3</sup>, 宮 崎 康 次<sup>\*4</sup>Multi-Objective Optimal Design of Blood-Pump  
Using Genetic AlgorithmMasahiro KANEKO<sup>\*5</sup>, Yoichi NAKAMURA,  
Hiroshi TSUKAMOTO and Koji MIYAZAKI<sup>\*5</sup> Department of Biological Functions and Engineering, Kyushu Institute of Technology,  
2-4 Hibikino, Wakamatsu-ku, Kitakyushu-shi, Fukuoka, 808-0196 Japan

Multi-Objective Genetic Algorithm (MOGA) optimization was developed for a small and high efficiency blood pump without hemolysis. The outer diameter of impeller and hydrodynamic efficiency were chosen as objective functions, and the rotational speed of impeller was chosen as a constraint condition. The measured pump performance of the GA optimized pump showed good agreement with the required one. Unsteady RANS calculations presented that the GA optimized pump can suppress higher shear velocity in the blood pump. As the result of the present study the GA optimization is found to be effective for the design of blood pumps.

**Key Words:** Centrifugal Blood Pump, Pump, Optimal Design, Genetic Algorithm, Computational Fluid Dynamics, Medical Equipment

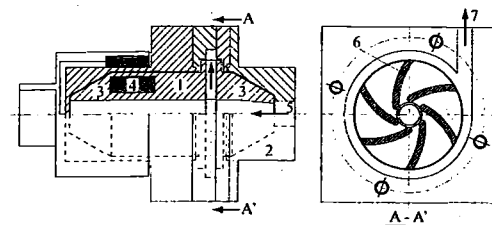
## 1. 緒 言

近年, 重症心不全の治療機器として血液ポンプが注目され数多くの研究が行われている。その中で, 遠心式血液ポンプは小型化が容易でシンプルなシステムとして優れており, 広く臨床で使用されている。体外循環を目的とした遠心式血液ポンプには, 産業用のポンプに求められる安定性, 高信頼性, 小型・高効率といった性能に加え, 溶血や血栓が生じない様, 配慮が求められる。特に, 人体への直接的なダメージとなる溶血や血栓の発生は深刻な問題である。このうち血栓に関しては, 磁気浮上軸受や動圧浮上軸受を用いたブレイクスルーが行われている<sup>(1), (2)</sup>。しかし, 溶血に関しては, 時間や労力をかけての試行錯誤による改良が行われており, 経験的な指標に頼っているのが現状である。

ポンプ設計の最適化には, いくつか方法<sup>(3)</sup>があるが, 血液ポンプの設計では通常のポンプと比べて目標とする値が不確定で, 考慮する関数が多くなる。そのため

設計法を考案する必要がある。産業用の流体機器においては, 更なる性能向上を目指した最適設計に関する研究<sup>(4)</sup>が行われており, 最適化アルゴリズムを用いた最適設計手法は, その一つである。遺伝的アルゴリズムは, 条件やパラメータの多い問題から最適解を導き出すことに適しているため, 設計問題にかかわらず多くの分野において用いられ, その有用性が認められている<sup>(4), (5)</sup>。また, 最適設計手法は, 設計段階での工数を減少させ, 開発にかかるコストや期間を抑えることができるため効率の良い設計が可能となる。

本研究では, 小型・高効率かつ溶血が少ない遠心式血液ポンプを目標とした設計を行った。遺伝的アルゴリズムにより最適化した羽根車形状を有する遠心式血液ポンプを設計・製作し, 最適設計した血液ポンプの性能を実験と数値計算により評価した。



1. Rotor, 2. Pump casing, 3. Conical spiral groove bearing,  
4. Coupling magnets, 5. Suction port, 6. Impeller, 7. Discharge port

Fig. 1 Schematic diagram of test blood pump

\* 原稿受付 2008 年 8 月 15 日.

<sup>\*1</sup> 学生員, 九州工業大学大学院生命体工学研究科 (〒808-0196 北九州市若松区ひびきの 2-4).

<sup>\*2</sup> 正員, 九州工業大学大学院生命体工学研究科.

<sup>\*3</sup> 正員, フェロー, 九州工業大学大学院生命体工学研究科.

<sup>\*4</sup> 正員, 九州工業大学工学研究科機械知能工学系.

E-mail: kaneko-masahiro@edu.life.kyutech.ac.jp

## 2 記号

$b_1$	: 羽根入口高さ [m]
$b_2$	: 羽根出口高さ [m]
$C$	: 交叉率
$D_1$	: 羽根車内径 [m]
$D_2$	: 羽根車外径 [m]
$D_1$	: 赤血球の損傷値
$D_e$	: 等価直径 [m]
$f(I)$	: 適応度
$g$	: 重力加速度 [ $\text{m/s}^2$ ]
$h_s$	: 衝突損失 [m]
$h_m$	: 摩擦損失 [m]
$H$	: ポンプ全揚程 [m]
$K$	: 世代交代数
$L$	: 子午断面流線長 [m]
$M$	: 突然変異率
$n$	: 羽根車回転速度 [ $\text{min}^{-1}$ ]
$N$	: 個体数
$p(I)$	: 選択される確率
$P$	: 圧力 [Pa]
$Q$	: 流量 [ $\text{L/min}$ ]
$S_{ad}$	: 外力項
$u$	: 羽根車の周速度 [m/s]
$v_{mi}$	: 羽根入り子午面速度 [m/s]
$w_D$	: 羽根車外径の重み係数
$w_\eta$	: 水力効率の重み係数
$W_2$	: 羽根出口相対速度 [m/s]
$Z$	: 羽根枚数
$\beta_1$	: 羽根入口角度 [deg]
$\beta_2$	: 羽根出口角度 [deg]
$\gamma$	: せん断速度 [ $\text{s}^{-1}$ ]
$\delta$	: クロネッカーのデルタ
$\zeta_s$	: 衝突損失係数
$\eta_h$	: 水力効率
$\lambda$	: 管摩擦係数
$\mu$	: 粘性係数 [ $\text{Pa} \cdot \text{s}$ ]
$\mu_t$	: 乱流粘性係数 [ $\text{Pa} \cdot \text{s}$ ]
$\mu_{eff}$	: 実効粘性 [ $\text{Pa} \cdot \text{s}$ ]
$\rho$	: 密度 [ $\text{kg/m}^3$ ]
$\tau_{blood}$	: 赤血球に生じるせん断応力 [Pa]
$\tau_{wall}$	: 壁面せん断応力 [Pa]

## 3. 供試ポンプ

図1に、供試ポンプの概略図を示す。供試ポンプは、吸込口及び吐出し口を設けたケーシングとロータで構成されている。ロータは、羽根車部、軸受部及びマグ

ネットカップリングから成る。ポンプの駆動は、ロータ内に埋め込まれたマグネットカップリングにモータで回転を与えることにより行われる。軸受には、円錐台面に螺旋状の溝を生成したコニカルスパイラルグローブ軸受(Conical Spiral Groove Bearing)を用い、羽根車の前後に配している<sup>2)</sup>。羽根車は、クローズド型であり、本研究における最適化対象である。

4 遺伝的アルゴリズム<sup>(4)(5)</sup>

本研究では、最適化手法として遺伝的アルゴリズム(Genetic Algorithm: GA)を用いた。GAでは、最適化対象は遺伝子として扱われ、探索空間内で環境に対する適応度がより高い個体が高い確率で再生される。さらに、交叉や突然変異という操作を行い、次世代の個体群が形成される。以上の過程を繰り返し、最終的に最適解を得る。

**4・1 初期化** 個体群の中の個体の初期分布を決定する。個体は1と0などのランダムなビット列で表わし、これを遺伝子型とする。この遺伝子型の個体を複数個生成し、この集団を初期の個体群と設定する。

**4・2 選択** 初期設定された個体は、その評価関数などの条件に応じて適応度を設定する。適応度の高い個体はその数を増やし、適応度の低い個体は消滅するという作業を行う。個体の再生方式は、各個体の適応度に比例した確率で次世代の個体を選択する適応度比例方式を用いた。

$$p(I_i) = \frac{f(I_i)}{\sum_{j=1}^N f(I_j) / N} \quad (1)$$

ここで、 $p(I_i)$ は選択される確率、 $f(I_i)$ は適応度、 $I$ は個体、 $N$ は個体数を表す。

**4・3 交叉** 再生だけでは、初期個体群の中で適応度の高い個体ばかりが増えて進化を進めることができない。そこで、交叉と呼ばれる作業を行う。これは、生物の生殖を参考にしたもので個体の遺伝子型の一部組み換えを行う。すなわち、適応度の高い2つの個体のビット列をランダムに設定した点で入れ替えを行う。この作業によって、初期個体群に新しい個体が生成され、進化を進めることが可能となる。

**4・4 突然変異** 交叉によって新しい個体が生成し、進化を進めることができるが、交叉だけでは初期の個体に依存するような限られた範囲の個体しか生じないため、局所的な最適解に収束してしまう可能性が生じる。そこで、繰り返し過程において、新しい個体

を補充する必要がある。この操作を突然変異という。GA では、個体の遺伝子型のビット列の一部を強制的に変更させる。これにより、交叉だけでは生成できない子孫を生成して、個体群の多様性を維持することができる。

**4・5 多目的最適化** GA を実際の問題に適用する場合、その多くは、目的関数が複数個ある複雑な問題となる。特に、それぞれの目的関数において評価関数があり、それらが互いに関係性があるような問題では、通常の単目的最適化の方法を用いた場合、膨大な時間を費やすことになり実用的ではない。そこで、このような問題に対しては、多目的最適化手法を用いる。

本研究では、羽根車外径  $D_2$  及び水力効率  $\eta_h$  の2変数を評価関数として多目的最適化を行った。さらに、血液ポンプ内のせん断速度  $\gamma$  を抑えることで溶血の発生を防ぐよう羽根車回転速度  $n$  に制約を与えた。

**4・6 GA の実行** 図2に本研究で実施したGAのフローチャートを示す。設計変数を遺伝子として、初期設計の個体集団をランダムに生成し、各個体の目的関数に対応する適応度を評価する。本研究では、簡単のため、各世代の集団中の個体数は一定とした。適応度の良い個体ほど親として選択される可能性が高くなるように親を選択する。そして、交叉と突然変異で子孫を作る。GA オペレータ(評価・選択・交叉・突然変異)により、世代を繰り返すことで最適解を探索する。

## 5. 血液ポンプの最適化設計

**5・1 血液ポンプの設計** 本研究では、遠心式血液ポンプの羽根車を最適設計対象とした。羽根車の設計には、一次元流れ解析を用いた。まず、羽根車内径  $D_1$ 、羽根車外径  $D_2$ 、羽根入口高さ  $b_1$ 、羽根出口高さ  $b_2$ 、回転速度  $n$  をランダムに与えた。これらの値から羽根入口角度  $\beta_1$ 、羽根出口角度  $\beta_2$  を求め、最終的に水力効率  $\eta_h$  を算出した。これによって、羽根車外径が変数となるため、様々な形状、ポンプ性能をもつ羽根車が設計可能となる。但し、すべりは考慮していない。羽根枚数は Pfleiderer の経験式<sup>(23)</sup>より求め、翼の形状は円弧翼とした。損失解析では、摩擦損失、衝突損失を考慮した。摩擦損失は、羽根車内の流路を等価直径の円管と考え、式(2)により算出した。

$$h_m = \lambda \frac{L}{D_e} \frac{W_2^2}{2g} \quad (2)$$

ここで、 $\lambda$ は管摩擦係数、 $L$ は子午断面流線長、 $D_e$ は等価直径、 $W_2$ は羽根出口相対速度を表している。衝突損失は式(3)により算出した。

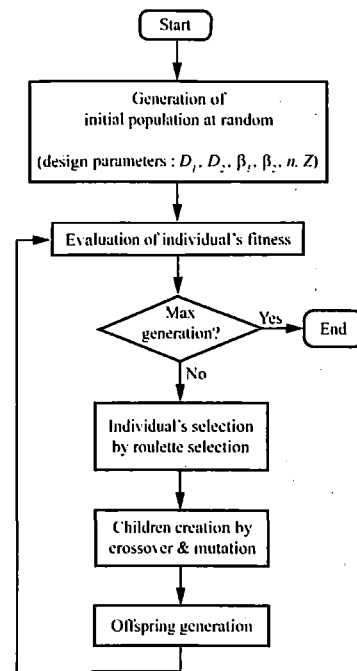


Fig. 2 Flowchart of process in GA

$$h_{is} = \zeta_{is} (u_1 - v_{m1} \cot \beta_1)^2 / (2g) \quad (3)$$

ここで、衝突損失係数  $\zeta_{is} = 1.0$  であり、 $v_{m1}$  は羽根入口での子午面速度を表している。設計点は、流量  $Q = 8$  L/min, 全揚程  $H = 4.0$  m とした。なお、羽根車外周と円形ケーシング内壁の間隔については、溶血の発生と相関があると考えられるが、本研究では羽根車のみを最適化対象としたため、新野らの研究<sup>(7)</sup>を基に 5 mm とした。

**5・2 評価関数及び制約条件** 設計対象である羽根車の設計変数は遺伝子型とした。水力効率  $\eta_h$  はより高く、羽根車外径  $D_2$  はより小さいものが最適となるように式(4)～(6)に示す評価関数を与えた。

$$f(D_2) = (1.0 - D_2) \quad (4)$$

$$f(\eta_h) = \eta_h \quad (5)$$

$$f(I) = w_D f(D_2) + w_\eta f(\eta_h) \quad (6)$$

ここで、 $w_D$ 、 $w_\eta$  はそれぞれ羽根車外径の重み係数、水力効率の重み係数であり 0.5 とした。せん断速度  $\gamma$  は、血液ポンプでの問題点とされる溶血に対するパラメータであり、ケーシング壁面と羽根車翼先端で最も大き

くなる。半田ら<sup>(8)</sup>によれば $\gamma > 1500 \text{ s}^{-1}$ となる場合に溶血の発生が顕著である。そこで本設計では、羽根車先端とケーシング壁面間の流れを円筒内クエット流れと仮定して、 $\gamma < 1500 \text{ s}^{-1}$ となるように羽根車回転速度 $n$ に以下の制約を与えた。

$$n \leq 5000 \quad \text{min}^{-1} \quad (7)$$

血液ポンプ内のせん断速度 $\gamma$ を抑えるためには、羽根車外周速 $u_2 (= \pi D_2 n / 60)$ に制約を与えることも考えられる。羽根車外径 $D_2$ が小さくなるよう評価関数を与えているため、羽根車外周速 $u_2$ に制約を与えた場合、羽根車回転速度 $n$ が大きくなりすぎる可能性がある。羽根車回転速度 $n$ を大きくすると、羽根車入口部での負圧の増大に伴いキャビテーションが発生する恐れがある。キャビテーションの発生は、血液ポンプの性能低下をもたらすと共に溶血の原因ともなることが報告されている<sup>(22)</sup>。以上の理由により、本最適設計では羽根車回転速度 $n$ に制約条件を与えている。

以上の評価関数と制約条件により、各遺伝子の適応度を評価し、羽根車外径 $D_2$ 及び水力効率 $\eta_h$ のパレート解中から最適解を決定した。

**5・3 交叉と突然変異** 交叉は1点交叉を採用した。また、交叉する点は交叉を行うたびにランダムに決定した。最適化パラメータは、経験的に世代交代数 $K = 50$ 、個体数 $N = 60$ とし局所解に収束しないように、交叉率 $C = 0.3$ 、突然変異率 $M = 0.05$ とした。

## 6. 数値解析

**6・1 解析方法** 設計した血液ポンプ内部の流れを調べるために数値解析を行った。数値解析には、汎用熱流体解析コードANSYS CFX<sup>(7)</sup>を用いた。CFD解析には、以下に示す連続の式とNavier-Stokes方程式を連成して解いた。

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j} (\rho u_j) = 0 \quad (8)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho u_i) + \frac{\partial}{\partial x_j} (\rho u_j u_i) = -\frac{\partial P}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left\{ \mu_{ef} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \right\} + S_{ui} \quad (9)$$

$$S_{ui} = -2\rho\bar{\Omega} \times \bar{U} - \rho\bar{\Omega} \times (\bar{\Omega} \times \bar{r}) \quad (10)$$

Table 1 Number of elements			
Inlet	Rotor	Casing/Outlet	Total
12,894	636,999	146,272	796,165

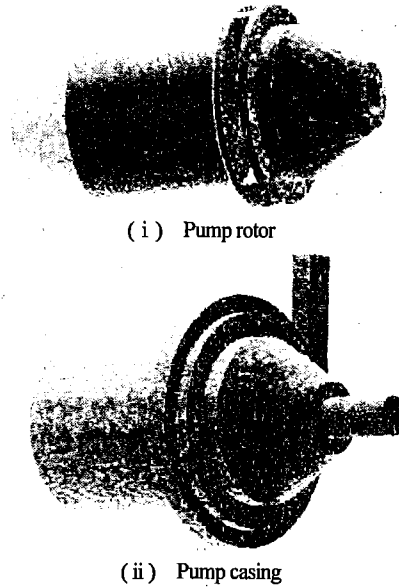


Fig. 3 Computational domain and grids

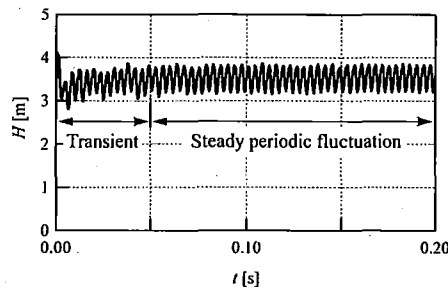


Fig. 4 Convergent history of unsteady analysis

ここで、 $\rho$ は密度、 $P$ は圧力を表している。実効粘性 $\mu_{ef}$ は、分子粘性係数と乱流粘性係数の和である。 $S_{ui}$ は外力の項を表しており、式(10)の右辺第1項はコリオリ力、第2項は遠心力を表している。乱流モデルには、RNG (Re-Normalization Group)  $k - \varepsilon$ モデルを用い、壁面境界には壁法則(対数則)を適用した。回転に伴う羽根車の位置が流れ場に及ぼす影響を知るためステップ角 $6 \text{ deg}$ で非定常解析を行った。回転するロータ及び静止したケーシング部は、時間ステップごとにロータとケーシング間のInterfaceの値の更新を行いながら計算を進めていく方法を用いて結合させ、非定常計算を行っている。

数値解析に用いた計算格子を図3に示す。計算格子は非構造で、回転系であるロータ部、静止系である流入入口部及びケーシング・流出口部の3種類に分け作成した。各領域の格子点数は表1に示す通りであり、合計で796,165要素を使用した。境界条件として、羽根車に回転速度  $n [\text{min}^{-1}]$ 、吸込口に流量  $Q [\text{L/min}]$ 、吐出し口に静圧  $0 \text{ Pa}$  を与え、壁面をすべりなしとした。また、血液を模擬し、作動流体の物性値は密度  $\rho = 1,048 \text{ kg/m}^3$ 、粘度  $\mu = 0.0028 \text{ Pa} \cdot \text{s}$  とした<sup>(9)</sup>。本シミュレーションにおいては、比較的高いせん断速度になる領域が多いので、簡単のためニュートン流体として取り扱った。

図4に、非定常解析の収束過程を示す。本血液ポンプは、ロータの回転開始後0.05秒程度の過渡状態を経て、安定した周期変動へと移行していることが確認できる。よって、ポンプ全揚程は0.05秒以後の値を時間平均して算出し、流速分布、せん断速度分布及び壁面せん断応力分布は安定後のものを示すこととする。

**6・2 溶血量の評価法** 近年の研究<sup>(10), (11)</sup>で生体用医療機器の使用に伴う溶血量を数値解析により予測することが可能になってきている。本研究では、Bludszweitの提案した溶血量予測法<sup>(10)</sup>により本血液ポンプの溶血量を予測した。その方法は以下に示す通りである。赤血球に生じるせん断応力テンソルは、式(11)に示すように粘性せん断応力とレイノルズ応力により求めることができる。

$$\tau_{ij} = \mu \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) - \rho u'_i u'_j \quad (11)$$

ここで、 $\mu$  は血液の粘性係数、右辺第二項はレイノルズ応力テンソルであり式(12)で表わすことができる。

$$-\rho u'_i u'_j = \mu_i \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} \rho k \delta_{ij} \quad (12)$$

ここで、 $\mu_i$  は乱流粘性係数、 $\delta$  はクロネッカーのデルタである。これらの式を単純化しスカラー応力で表わすと式(13)が得られる。

$$\tau_{blood} = \left[ \frac{1}{6} \sum (\tau_{ii} - \tau_{jj})^2 + \sum \tau_{ij}^2 \right]^{1/2} \quad (13)$$

次に、赤血球は流跡線上を流れると仮定し、血液ポンプ吸込口から吐出し口までの流跡線を算出した。各流跡線上での速度勾配、乱流粘性係数及び乱流運動エネルギーの時間履歴を求め、式(13)により赤血球に生じるせん断応力  $\tau_{blood}$  の時間履歴を求めた。せん断応力場が均一で一定のせん断応力が赤血球に生じる場合

Table 2 Pareto solution to outer diameter of impeller  $D_2$  and hydraulic efficiency  $\eta_h$

No.	$D_2$	$\eta_h$	$\beta_2$
1	51	0.768	95
2	52	0.773	55
3	54	0.794	36

Table 3 Parameters of an optimized blood pump

Outer diameter of impeller $D_2$	52 mm
Inner diameter of impeller $D_1$	10 mm
Outlet blade angle $\beta_2$	55 deg
Inlet blade angle $\beta_1$	12 deg
Rotational speed $n$	2700 $\text{min}^{-1}$
Number of blades $Z$	6
Hydraulic efficiency $\eta_h$	77.3 %

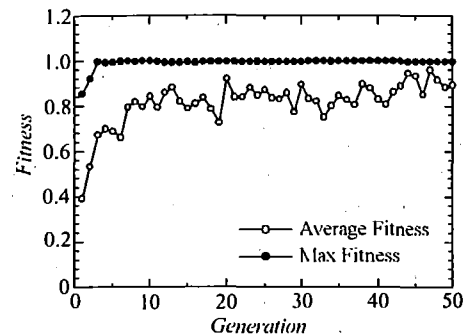


Fig. 5 Convergent history of the optimization process

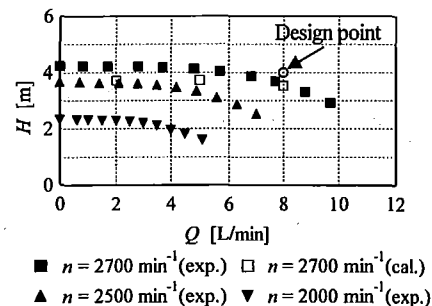


Fig. 6 Measured and calculated performance curve of an optimized blood pump

の溶血量とせん断応力及び曝露時間の関係は Giersiepen ら<sup>(12)</sup>の実験により明らかにされている。しかし、血液ポンプ内の流れは複雑であり、赤血球に生じるせん断応力は時々刻々と変化していく。微小な時間間隔を  $\Delta t$  とした場合、ポンプ吸込口から吐出し口までの損傷  $D_1$  は式(14)で表わすことができる。

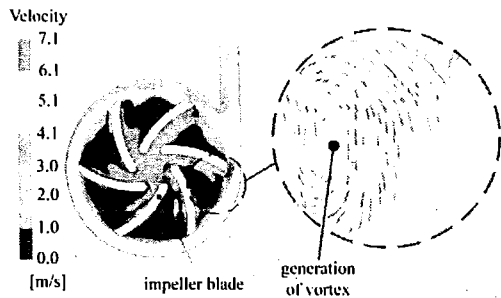


Fig. 7 Velocity distribution and velocity vector distribution at A-A' plane

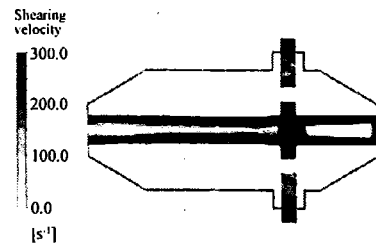


Fig. 9 Shearing velocity distribution at X-Y plane

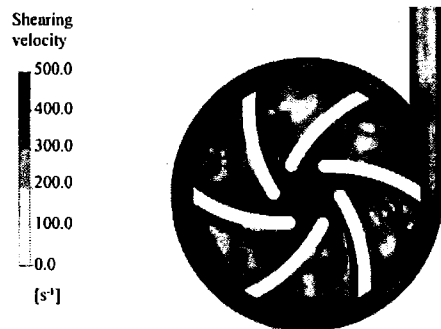


Fig. 8 Shearing velocity distribution at A-A' plane

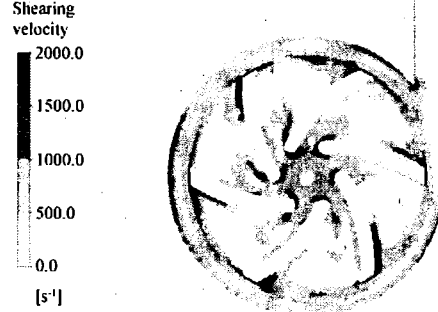


Fig. 10 Shearing velocity distribution at A-A' plane

$$D_i = \sum_{i=\text{inlet}}^{\text{outlet}} 3.62 \times 10^{-7} \Delta t^{0.785} \tau_{\text{blood}}^{2.416} \quad (14)$$

式(14)を用いて各流跡線における損傷  $D_i$  を算出し、その平均値を溶血量評価値とした。

## 7. 結果及び考察

**7.1 最適化羽根車** 図5に最適計算の収束過程を示す。最適化設計の解を探索している様子がわかる。

表2に、羽根車外径  $D_2$  及び水力効率  $\eta_h$  のパレート解を羽根出口角度  $\beta_2$  と併せて示す。表2中において、パレート解No. 1は最も小さな羽根車外径  $D_2$  となっている。しかし、羽根出口角度  $\beta_2 > 90^\circ$  となっているため、右上がりの性能曲線となることが予測される。血液ポンプの設計においては、通常、全流量域において不安定性がないことが望ましいため、右下がりの性能曲線となるよう羽根出口角度  $\beta_2 < 90^\circ$  の範囲の値を用いる場合が多い。パレート解No. 2及び3を比較すると、パレート解No. 2の方が羽根車外径  $D_2$  は小さいため、溶血の要因であるせん断速度  $\gamma$  も小さくなることが示唆される。以上のことから、パレート解No. 2を最適解とした。

表3に、GAにより得た羽根車の設計値を示す。最適化羽根車は外径  $D_2 = 52 \text{ mm}$ 、羽根出口角度  $\beta_2 = 55^\circ$ 、回転数  $n = 2700 \text{ min}^{-1}$ 、羽根枚数  $Z = 6$  となった。水力効率  $\eta_h$  は77.3%となり良好な値となった。

**7.2 ポンプ性能** 図6に、実験により得た性能曲線を示す。本血液ポンプは、各回転数において右下がりの曲線を描いており、不安定性が起りうる可能性はなく、ポンプとして安定である。設計点( $Q = 8 \text{ L/min}$ )においては、GAで設定した全揚程と同程度の値が得られており、要求した流量・全揚程を満足した。ポンプ全効率は設計点で13%であった。図6に、数値計算により得た設計回転速度( $n = 2700 \text{ min}^{-1}$ )における性能曲線を示す。上述の性能試験結果と比較すると、低流量域ではやや値が異なっているものの設計点では良好に一致していることがわかる。よって、本解析は妥当であり血液ポンプ内の流れ場をよく予測できていると考えられる。

**7.3 血栓形成** 図7に、A-A'断面(図1参照)における速度分布図及び羽根車間の速度ベクトル図を示す。速度ベクトル図から、各羽根間の流路で渦の発生が示唆された。血液ポンプ内において渦が発生した場

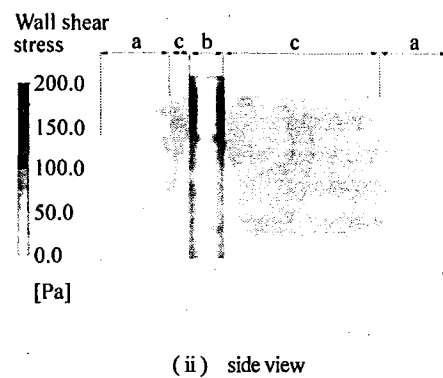
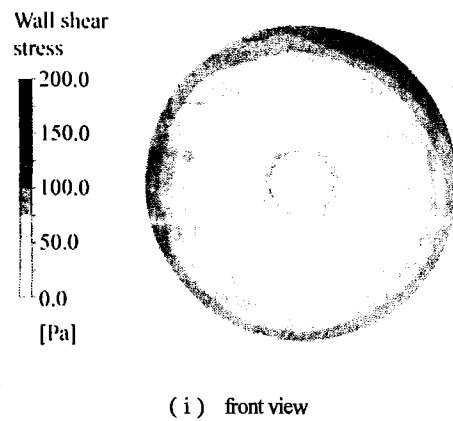


Fig. 11 Wall shear stress at pump rotor

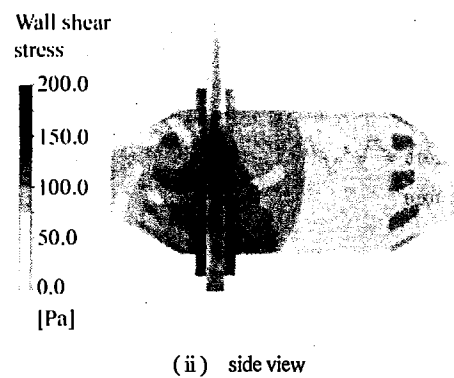
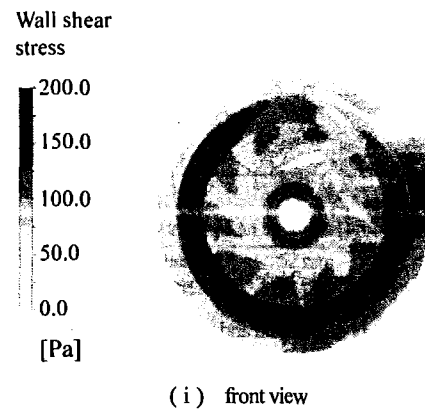
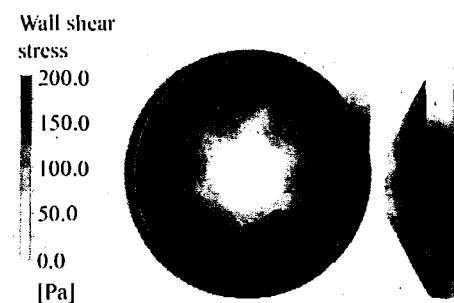


Fig. 12 Wall shear stress at pump casing

合、その付近ではせん断速度 $\gamma$ が小さくなるため、血栓が生じる可能性がある。そこで、血液ポンプ内のせん断速度分布を調べることで、本血液ポンプでの血栓形成の可能性を評価した。図8にA-A'断面におけるせん断速度分布図を、図9にX-Y平面におけるせん断速度分布図を示す。まず、羽根車部においては、多くの領域で $\gamma > 500 \text{ s}^{-1}$ となっており、それ以外の領域でも $\gamma > 300 \text{ s}^{-1}$ となっていた。この値は、橋本らによる血栓形成度<sup>(13)</sup>を参考にすると、血栓形成が起こりにくい値である。次に、ケーシングとロータ間の隙間では、 $\gamma > 300 \text{ s}^{-1}$ となっており、羽根車部と同様に血栓が生じにくいことが予測される。しかし、ポンプ流入口から羽根車間及び羽根車から後方の流路においては、 $\gamma < 300 \text{ s}^{-1}$ となる領域があることがわかった。

**7・4 溶血の発生** 図10に、A-A'断面におけるせん断速度分布図を示す。図10から、血液ポンプ内部の大部分において $\gamma < 1500 \text{ s}^{-1}$ になっていることがわかる。これは、半田らによる溶血が発生するせん断速度 $\gamma$ の閾値以下である。しかし、 $\gamma > 1500 \text{ s}^{-1}$ となる領域もあった。これは、羽根車回転速度 $n$ に制約を与

Fig. 13 Wall shear stress of HPM-15 at pump casing<sup>(7)</sup>

える際、ケーシング壁面と羽根車先端間での流れをクエット流れと仮定したが、実際には流れの衝突や二次流れによって、クエット流れの仮定が崩れているためであると考えられる。図11にロータ壁面におけるせん断応力分布図を、図12にケーシング壁面におけるせん断応力分布図を示す。Leverettら<sup>(14)</sup>によれば、溶血が発生する壁面せん断応力 $\tau_{wall}$ の閾値は150 Paとされている。まずロータにおいては、軸受部壁面(図

11 中, a) 及び軸受部・羽根車部以外の壁面(図 11 中, c) では,  $\tau_{wall} > 150$  Pa となる領域は見られなかった。羽根車部壁面(図 11 中, b) においては, 比較的大きな壁面せん断応力が生じているものの, 最大値はおよそ 140 Pa であり, 溶血が発生するせん断応力の閾値以下となっていた。次にケーシングにおいては, 舌部付近の壁面で  $\tau_{wall} > 150$  Pa となる領域があった。その最大値は, 187 Pa であった。 $\tau_{wall} > 150$  Pa となる領域付近では, 溶血の発生が予測される。しかしながら, 同等の大きさの体外循環用血液ポンプ<sup>7)</sup>と比較すると,  $\tau_{wall} > 150$  Pa の領域が少ないことから, 溶血の発生も比較的小さくなると考えられる(図 13)。

**7・5 溶血量** 溶血量評価手法によって算出した本血液ポンプと HPM-15 の溶血評価値  $D_1$  は, それぞれ  $1.08 \times 10^{-4}$ ,  $1.05 \times 10^{-5}$  であった。本血液ポンプの溶血評価値は HPM-15 の値よりも大きくなった。これは, ポンプ吸込口から羽根車を通り吐出し口へと速やかに流出せずに, ケーシングとロータ壁面の隙間に入り込み, 長時間せん断応力が付加され続けたためであると考えられる。

溶血評価手法については, いくつかの研究が成されており, 妥当性が確認されている<sup>(15)</sup>。本研究で用いた溶血評価手法により予測される溶血量は, 実際の溶血量よりも高くなることが指摘されている<sup>(16)</sup>。しかし, HPM-15 についての数値解析による溶血量は, 臨床や実験による溶血量<sup>(17)-(21)</sup>よりも小さな値となり, 異なる結果となった(表 4)。溶血評価手法の妥当性については議論が残るところであり, 更なる検討が必要である。

本設計法は, 溶血発生の要因であるせん断速度を設計の段階で用いており, 従来の血液ポンプ設計法とは大きく異なる設計が可能である。本設計法の特徴として, 自由度の高い設計ができるということが挙げられる。たとえば, 今回は体外循環用の血液ポンプを想定し最適化を実施したが, 小型化がより一層必要となってくる体内埋め込み型の血液ポンプに対しては, 羽根車外径に制約を与えるといった方法を取ることも可能である。このように, 血液ポンプの使用目的に応じて評価関数を変更するだけで最適な形状を得ることができるため, 開発にかかるコストや期間の減少が期待できる。

本研究では最適設計の第一段階として, 最適化過程における各遺伝子の適応度の評価は, 簡単な関数を用いて行った。そして, 最適設計した血液ポンプを評価するためのツールとして数値解析を用いた。著者らは, 最適設計の第二段階として, 適応度の評価に CFD を導入することを検討している。本解析からも分かるよう

Table 4 Comparison of Blood damage

Author	Conditions	Blood damage $D_1$
HPM-15 <sup>(17)</sup>	Goat blood, Against head 100 mmHg	$1.3 \times 10^{-3}$
HPM-15 <sup>(18)</sup>	Extracorporeal Circulation	$1.3 \times 10^{-3} \sim$ $2.7 \times 10^{-3}$
HPM-15 <sup>(19)</sup>	Coronary artery bypass	$1.2 \times 10^{-4} \sim$ $9.6 \times 10^{-4}$
HPM-15 <sup>(20),(21)</sup>	Goat blood, Against head 300 mmHg	$4.0 \times 10^{-4} \sim$ $6.8 \times 10^{-3}$
HPM-15	CFD	$1.05 \times 10^{-5}$
Optimized pump	CFD	$1.08 \times 10^{-4}$

に, CFD は血液ポンプ内の流れ場を予測することが十分に可能であり, 局所の流速, せん断速度, せん断応力などを知ることができる。血栓形成が予測される領域でのせん断速度の平均値・最大値, あるいはケーシング舌部付近など溶血の発生が予測される領域での壁面せん断応力の最大値などを評価関数に用い, それらの大小で各遺伝子の適応度を評価することで, 血液ポンプとしてさらに最適な設計ができると考えられる。

## 8. 結 言

本研究では, 小型・高効率かつ溶血の発生が少ない遠心式血液ポンプを目標とした設計を行った。遺伝的アルゴリズムを用いてせん断速度  $\gamma$  に制約を与え, 水力効率  $\eta_h$ , 羽根車外径  $D_2$  の 2 変数を評価関数として羽根車形状の最適化を行った。最適化羽根車を有する遠心式血液ポンプを設計・製作し, 実験と数値解析により性能を評価した。その結果, 以下の結論を得た。

- (1) GA により多目的最適化した羽根車を有する遠心式血液ポンプは, 要求性能を満足する。
- (2) 羽根車回転速度  $n$  に制約を与えることで, 溶血発生の要因であるせん断速度  $\gamma$  を抑えることができる。

## 参考文献

- (1) Yoshino, Y., and Akamatsu, T., Performances and Characteristics of Magnetically Suspended Centrifugal Blood Pump, *Trans. JSME, Ser. B*, vol.60, No.579 (1994), pp.3687-3692.
- (2) Nakamura, Y., et al., Experimental Study of Dynamic Characteristics of a Centrifugal Blood Pump with a Conical Spiral Groove Bearing for a Ventricular Assist Device, *5th Joint ASME / JSME Fluids Engineering Conference*, (2007), FEDSM2007-37235.



- (3) Sugimura, K., Aerodynamic Shape Optimization and Knowledge Data Mining of a Centrifugal Fan, *Turbomachinery*, vol.34, No.6 (2006), pp.357-365.
- (4) Li, J., et al., Optimization Design of Low Solidity Diffuser for Diffuser Pump Using a Real-Coded Genetic Algorithm, *Turbomachinery*, Vol.30, No.10 (2002), pp.30-37.
- (5) Miyazaki, K., and Inoue, T., Genetic algorithm simulation for deposited structure of atoms, *Surface Science*, vol.501 (2002), pp.93-101.
- (6) Sakawa, M., and Tanaka, M., Genetic Algorithm (In Japanese), (1995), Asakura Publishing Co., Ltd.
- (7) Niino, S., et al., Improvements of Blood Pump Configurations for Less Thrombosis and Hemolysis, *Turbomachinery*, Vol.33, No.4 (2005), pp.199-205.
- (8) Handa, N., et al., The Relation between Physical Factors and Hemolysis, *Japanese Journal of Artificial Organs*, Vol.27, No.1 (1998), pp.118-123.
- (9) Oka, S., Rheology (in Japanese), (1974), Shokabo Publishing Co., Ltd.
- (10) Bludszuweit, C., Model for General Mechanical Blood Damage Prediction, *Artif. Organs*, Vol.19, No.7 (1995), pp.583-589.
- (11) Yano, T., et al., Design Improvement of the Rotary Blood Pump by Computational Fluid Dynamics Analysis, *Trans. JSMBE*, vol.43, No.1 (2005), pp.85-92.
- (12) Giersiepen, M., et al., Estimation of Shear Stress-Related Blood Damage in Heart Valve Prostheses – In Vitro Comparison of 25 Aortic Valves, *Int. J. Artif. Organs*, Vol.13, No.5 (1990), pp.300-306.
- (13) Hashimoto, S., and Sasada, T., Clot Formation under Uniform Shear Fields (Evaluation of Clot Growth by Concave – Convex Cone System), *Trans. JSME, Ser. B*, Vol.59, No.568 (1993), pp.39-42.
- (14) Leverett, L. B., et al., Red Blood Cell Damage by Shear Stress, *Biophysical Journal*, Vol.12 (1972), pp.257-273.
- (15) Yano, T., et al., An estimation method of hemolysis within an axial flow blood pump by computational fluid dynamics analysis, *Artif. Organs*, Vol.27, No.10 (2003), pp.920-925.
- (16) De Wachter, D., et al., Numerical Calculation of Hemolysis Cannulas, *Artif. Organs*, Vol.26, No.7 (2002), pp.576-582.
- (17) Araki, K., et al., In-Vitro Performances in Centrifugal Blood Pumps, *Jpn. J. of Artif. Organs*, vol.23, No.3 (1994), pp.898-903.
- (18) Onoda, K., et al., Clinical Experience with Nikkiso Centrifugal Pumps for Extracorporeal Circulation, *Artif. Organs*, Vol.18, No.9 (1995), pp.706-710.
- (19) Nishinaka, T., et al., The Comparison of Blood Damage among Centrifugal Pumps and Roller Pump in Open Heart Surgery, *Jpn. J. of Artif. Organs*, vol.25, No.3 (1996), pp.636-640.
- (20) Masuzawa, T., et al., Development of Design Methods for a Centrifugal Blood Pump with a Fluid Dynamic Approach : Results in Hemolysis Tests, *Artif. Organs*, Vol.23, No.8 (1999), pp.757-761.
- (21) Masuzawa, T., et al., Effect of Gaps between Impeller Tip and Casing Wall upon Hemolysis Property of a Centrifugal Blood Pump, *Journal of the Society of Life Support Technology*, Vol.10, No.3 (1998), pp.102-105.
- (22) Tsujino, T., et al., Noise Generated in the Internal Flow of a Bubble Oxygenator, *Trans. JSME, Ser. B*, Vol.56, No.531 (1990), pp.71-74.
- (23) Pfeleiderer, C., Die Kreiselpumpen, (1961), SpringerVerlag.