磁気浮上式遠心血液ポンプの開発*

築谷 朋典^{*1}, 赤松 映明^{*2}Development of the Centrifugal Blood Pump
with Magnetically Suspended Impeller

Tomonori TSUKIYA and Teruaki AKAMATSU

A new type of centrifugal blood pump which has no rotating shaft or seal has been developed. The impeller is suspended magnetically inside the pump casing without any mechanical contact. Pump characteristic tests using various configurations of impellers and diffusers were carried out in order to increase pump efficiency at low flow rate. Pump losses were analyzed considering the losses due to the flow through the gap between the impeller and the casing, and disk friction loss was found to be large. Hemolysis tests and animal experiments showed that hemolysis caused by this pump is low enough for its clinical use and no thrombus formation was found after 13 days of continuous operation.

Key Words: Blood Pump, Turbomachinery, Diffuser, Magnetic Suspension, Impeller, Pump Characteristics, Hemolysis, Animal Experiments

1. 緒 言

人工心臓はその用途によって、完全埋め込み型人工心臓、補助人工心臓、体外補助循環装置に分類されるが、現在、臨床によく用いられているのは生体の心臓の動きを模擬した空気駆動型容積ポンプである。ところがこの型のポンプは構成要素の数が多く、装置が大型になり高価である。これに比べて、ターボ型ポンプは構成要素の数も少なく、小型で安価であるため、次世代の人工心臓または血液ポンプとして注目されている。産業用としては一般的に使われているターボ型ポンプを血液ポンプとして使用した場合、回転軸シール部での異物の侵入や血液の漏れ、インペラー背面での血液の停滞による血液凝固、さらにはシール部で発生する摩擦熱による血液の変性・凝固などの問題が生じる。現在市販されているターボ型血液ポンプはすべて回転軸を有するため、上記の問題が原因で、2日程度で交換を余儀なくされており、2週間以上連続使用可能な遠心ポンプの実現が強く望まれている。著者らは、磁気軸受の技術を応用しインペラーのみをポンプ室内で完全非接触で浮上・回転させることで回転軸をなく

し、ポンプ内外が完全に遮断された磁気浮上式遠心血液ポンプをNTN社と共同で開発し、改良を進めてきた^{(1)~(3)}。

本研究では、きわめて低い流量での効率改善をねらって行ったインペラー・デフューザ形状の変更の効果、インペラーとケーシングの間の隙間内流れがポンプ性能に与える影響について検討し、さらに京大医学部心臓血管外科と共同で行った溶血（血球破壊）試験・動物実験の結果について述べ、磁気浮上式遠心血液ポンプの人工心臓としての有用性を明らかにする。ここで動物実験についても言及するのは、これまでが血液ポンプとしては当然なすべき性能試験だからであることをお断りしておく。

2. 磁気浮上式遠心血液ポンプの構造

磁気浮上式遠心血液ポンプは大別してモータ部、ポンプ部、そして磁気軸受部の3部より構成される。図1はポンプの断面図である。DCモータ(MAXON社製、20W)の回転軸にインペラー駆動用の永久磁石が埋め込まれた円盤が取り付けられている。モータは接続コードを介してボックス型のコントロールユニットにつながれていてセットした回転数で回転する。ポンプ部はインペラー、圧力回復用のデフューザおよび

* 原稿受付 1995年5月23日。

*¹ 准員, 京都大学大学院(〒606-01 京都市左京区吉田本町)。*² 正員, 京都大学工学部。

図1 ポンプ断面図

流れの方向転換用のガイドから成る。このうちインペラーは図2に示すように羽根（ベーン）を2枚のディスクで挟んだ構造となっている。モータに対向するディスク（ポリカーボネート製）にはサマリウム系永久磁石が24個埋め込んである。この永久磁石とモータに取り付けられたディスク上の永久磁石が、磁気浮上用の吸引を担うと同時にインペラーにモータの回転を伝える磁気カップリングの役割を果たしている。もう一枚のステンレス製のディスクは磁気軸受の電磁石の磁路となる。その中には渦電流式浮上位置センサのターゲットとなるチタン製リングが埋め込まれている。磁気軸受部は4つの電磁石と位置センサから成る。位置センサの信号を用いて電磁石の電流をコントロールし、電磁石の磁力を永久磁石の磁力と釣り合わせながらインペラーをポンプ内で浮上・回転させる。

本ポンプの磁気軸受は Z, θ_x, θ_y の電磁石で能動的に制御し、 X, Y の2軸は磁石の復元力を利用した受動的制御としている。さらに、ポンプ隔壁にガイドを設け、流入した流れの向きを軸方向から半径方向に変えてからインペラーに流入させることでインペラーに働く軸方向の流体力をなくし、ディフューザの形状をダブル・ヴォリュームとしてインペラーに働く半径方向の流体力のバランスをとっている。このような流体力学的工夫により、磁気浮上のための電力は著しく軽減し、現在5~6Wとしている。本ポンプの主な諸元を表1に示す。

表1 主な諸元

Outer diameter of impeller	50mm
Inner diameter of impeller	26mm
Impeller blade height	3.5mm
Inner diameter of diffuser	52~54mm
Diameter of inlet and outlet	12mm

人工心臓に要求される標準仕様は成人の場合、流量

が5(l/min)、圧力が120(mmHg)であり、インペラー外径を50mmとした場合、所要回転数は約2000rpmで、比速度は約120となり、ポンプの形状は当然遠心型となる。ところが本ポンプのように小型で所要の流量がきわめて小さいポンプに対して通常のポンプ設計法を適用すると、インペラーの羽根高さは1mm以下の値となって、所要の流量・圧力を発生することはとてもできない。そこで、ポンプ出口の流路径12mmに見合う羽根高さを計算して、インペラーの羽根高さを3.5mmとした。また、本ポンプはガイドによって流れの向きを半径方向に変えてからインペラーに流入させるので、インペラー入口径を流入口径12mmと同程度に小さくすることはできず、26mmとなっている。すでに述べたように磁気浮上のための磁石と磁路の構

図2 インペラー分解図と磁気軸受の座標系

図3 インペラーの羽根形状

図4 ディフューザの形状

造上2枚のディスク面を平行にせざるを得ないので羽根は二次元の円形翼列になっている。浮上するインペラーとケーシングとの軸方向の隙間は約0.2mmであり、この幅が狭いのは主に磁気浮上のための磁力をできるだけ大きく保ち、さらに漏れを少なくするためであるが、この部分の流れはポンプの性能や溶血・血液凝固に対して大きな影響を与える。

3. ポンプの効率改善と損失分析

3・1 実験方法

3・1・1 インペラー・ディフューザ形状 最適

インペラー形状を探るため、様々な形状のインペラーを用いた予備実験の結果を参考にして製作したインペラーの形状を羽根枚数 Z 、羽根出口角 β_2 とともに図3に示す。(A)～(C)については羽根のそりの方向を通常のポンプと同じにしている。(D)は発生圧力を高くする目的で羽根枚数を16枚とし、羽根出口角も 90° と大きくとっている。その結果(D)の反りは(A)～(C)とは逆になっている。なお、16枚の羽根のうち4枚が厚くなっているのはビス穴をあけるためのスペースを確保するためである。本ポンプのような低流量用のポンプの場合、流速の半径方向成分はきわめて小さいので、インペラーの入口角 β_1 は羽根枚数の多い(D)を除き、 0° に近くなるようにしている。図4には使用したディフューザの形状を示す。(A)はいわゆる volute タイプで、産業用ポンプに通常用いられる型である。2つある流路は長方形断面で、合流地点からなめらかに円形断面へ変化させている。この型はインペラーの周囲から均等に流れがでていくという仮定のもとで設計されるが、最高効率点をはずれるとインペラーからの流出は均等でなくなり、各流路の流量が偏る⁽⁴⁾。また、本ポンプにおいて、インペラー出口で周方向に亘って均一に流出していると仮定した場合、流速の半径方向成分は約0.15(m/s)となる。一方インペラー出口の周速は回転数を2000rpmすると5.23(m/s)となる。インペラー出口での流体のすべりを考慮しても、半径方向成分よりも周方向成分の方がはるかに大きく、インペラー出口での速度三角形がほとんど形をなさず、いたずらにヴォリュートを広くとっても流体の渦損失の増加を招くだけである。そこで、インペラー内に、流体が半径方向に流出している領域は一部分だけにし、残りはインペラーと共に剛体回転に近い運動をするようなディフューザをめざして作成したのが(B)の concentric (同心円) タイプである。

3・1・2 特性試験 ポンプに前節のインペラー・ディフューザを用いてポンプ特性試験を行い性能を評価した。絞り抵抗とリザーバからなる閉鎖回路にポンプを取付け、流量は電磁流量計(日本光電製: MFV-3100)、ポンプの発生圧力は水銀マンオメータにより平均的な値を計測した。モータにかかるトルクは微小トルク検出計(小野測器製: MD103R)をモータとポンプの間に装着して測定した。また測定は回転数2000rpmで一定とし、結果は以下に示す無次元量で整理した。

$$\text{無次元流量 } \phi = Q/2\pi r_2^2 b \omega^2$$

$$\text{無次元圧力 } \psi = p/\rho(r_2 \omega)^2$$

$$\text{ポンプ効率 } \eta(\%) = pQ/T\omega \times 100$$

図5 回転するインペラーと静止しているケーシングの隙間

ここに、 Q はポンプ流量 (m^3/s)、 p は発生圧力 (Pa)、 T はトルク ($N\cdot m$)、 r_2 はインペラー外周半径 ($=2.5(cm)$)、 b はインペラー流路の高さ ($=0.35(cm)$)、 ω は回転角速度 (rad/s)、 ρ は流体の密度 (kg/m^3) である。なお、トルクの測定にあたっては、流体力学的な効率を得る目的で、測定した値から同じ回転数のポンプ空転 (液体を入れずに回転) 時の値を差し引いている。ポンプ機能実験は水でのデータを参考にして行ってきたが、血液の持つ粘性がポンプ性能に及ぼす影響を確かめるため、動作流体として、40 %グリセリン加生理食塩水 (動粘性係数 $\nu=3.1(cSt)$) も用いて同様の試験を行った。なお、血液は、通過する流路の大きさによってその見かけの粘度が変化するという性質を持つが、血液ポンプ内のような高いせん断速度のもとでは水の3~4倍の粘性を持つ⁽⁵⁾。また、無限領域でのインペラー内流れについての2次元非粘性数値解析を特異点法によって行い、理論揚程を求めた。以下、その方法を簡単に示す。1枚の羽根表面 (複素座標 $\xi_k (k=1, 2, \dots, K)$) に K 個の渦点を配置し、 N 枚の羽根上の各渦点の循環 Γ_k 、回転中心に強さ Q の吹き出しを置き、隣接する渦点の midpoint に配置した評価点 (座標 z_j) において羽根の回転 (角速度 Ω) による誘起速度ベクトル w を計算すると次式で与えられる。

$$w = \sum_{k=1}^K \sum_{n=1}^N \frac{-i\Gamma_k}{2\pi(z_j - \xi_k e^{2\pi i(n-1)/N})} + \frac{Q}{2\pi z_j} + i\Omega z_j \quad (1)$$

この速度の羽根面法線成分をゼロとおくことで得られる各渦点の循環 Γ_k についての連立一次方程式を解き、理論揚程 H_{th} を次式により求める。

$$H_{th} = \frac{N\omega}{2\pi g} \sum_{k=1}^K \Gamma_k \quad (2)$$

なお、翼後縁においてはクッタ条件により循環の値を0とし、残る $K-1$ 個の循環のについて最小自乗解を求めた。この値を $\psi_{th} = gH_{th}/(r_2\omega)^2$ により無次元化し、各流量について実験値と比較する。

3・1・3 隙間内流れを調べる実験 一般に小型低比速度のポンプでは、回転するインペラーと静止しているケーシングとの間の隙間でおこる円板摩擦損失が

大きな割合を占めるといわれている⁽⁶⁾。本ポンプは図5に示すように、幅が0.2mm程度 の隙間がインペラーの両側に存在するので円板摩擦損失もかなり大きいと推測される。また、隙間部分は半径方向に12mmしかないため、この部分の流路抵抗は小さく、インペラー出入口間の圧力差によって生じる漏れによる無効ポンプ仕事 (漏れ損失) は大きくなり、無視できない。一方、この漏れ流れの流速が遅すぎると血液が凝固する可能性があり、隙間内の洗い流し (wash-out) に十分な漏れ流量が必要なことも事実である。そこで、この隙間内流れの様子を調べ、ここでの摩擦損失の大きさと漏れ流量を見積もるための実験を行った。隙間内流れのみを調べるために、インペラーの流路部分を完全に塞いだインペラーディスクを製作し、ポンプ内で浮上・回転させた。実際のポンプにおいてはインペラーを出た流体の一部が、回転しながら隙間内に流入することに似せて、隙間内流れにおけるインペラーの回転方向と流れの回転方向は同じとした。このため、インペラーはポンプ運転時とは逆に回転させた。隙間内の圧力差はポンプ出口にとりつけた別のポンプで与えた。ここで円板摩擦トルクを厳密に求めるためには隙間内に持ち込まれる角運動量を実際のポンプ運転時と同じにすべきだが、隙間が0.2mmときわめて狭いことから流速の測定が困難であるため、ここでは角運動量の差は無視した。また、隙間内圧力測定用に作成したポンプ (インペラーは浮上せず、永久磁石により回転する) で隙間内圧力差を測定するとポンプ出入口間圧力差の約50%の値であり、羽根のないインペラーディスクを用いて逆流を生じさせたときもこの割合は同じであった。そのため、いまの場合、別のポンプによって与える圧力差は、実際のポンプ運転の発生圧力差に相当するとした。隙間の漏れ流量・圧力差およびトルクを測定した。また、隙間内静止壁面上 (ケーシング側) に油点 (四三酸化鉛+モービル油) を塗布し、実際の運転時の流れの様子を可視化した。

3・2 実験結果

3・2・1 インペラー・ディフューザ形状の影響 図6はポンプ回転数が2000rpmのときの特性試験 (動作流体: 水) の結果であり、 ψ 、 η と ϕ の関係を示す。(A)~(D)のいずれの形状でも、低流量域 ($\phi < 0.03$) では流量に関係なく発生圧力がほぼ一定となっている。(A),(B),(C)の実験結果を比較すると、羽根枚数を6枚以上に増やしても、入口部での衝突損失や流路での摩擦損失の増加のため発生圧力が増加しないことがわかる。羽根枚数と羽根出口角を大きくとった(D)は期待通り高い圧力を発生しており、所要の流量・圧力を

図6 ポンプ特性 インペラー形状の影響 (水)

図8 ポンプ特性 インペラー形状の影響 (グリセリン)

図7 ポンプ特性 理論値と実験値の比較

図9 ポンプ特性 ディフューザ形状の影響 (グリセリン)

発生するときの回転数が低くすむことから、血球に与える損傷も少ないと推測され、血液ポンプとしては有利ではないかと考えられる。ポンプ効率については、 $\phi = 0.04$ 以下 (実際の血液ポンプでの所要流量) のポンプ効率に関して (A)~(D) に差がなく、インペラー形状と効率の間とくに関係を見いだすことはできなかった。一方、図7は非粘性理論計算値と実験値の比較である。理論計算は粘性を考慮していないため実際の結果と大きな差がみられるが、インペラーの圧力の差は計算結果と実験結果とでよく一致しており、インペラー設計には有用である。また、図8はグリセリン加生理食塩水に対する実験結果である。高流量域側でポンプ流路での摩擦損失の増加による圧力損失が大き

くなっている。最高効率値は水と比べて10%程度下がっているが、低流量でのインペラー間の相違は見られない。一方図9はインペラー (C),(D) を用いたときのディフューザの相違による実験結果 (動作流体: グリセリン加生理食塩水) である。明らかに Concentricの方が全流量域において圧力、効率ともに Volute を少し上回っており、損失を低減できている。

3・2・2 隙間内流れ 図10はポンプ回転数が2000(rpm)のときのポンプ出入口圧力差と隙間内流れ流量の関係を水とグリセリンとを比較して示す。ほぼ圧力差に比例した流れ流量がみられる。この関係から、実際のポンプ運転時の流れ流量の値が計算でき、標準運転状態 (圧力 120mmHg) のときグリセリンのとき

図 10 出入口圧力差と隙間内流れ流量の関係

図 11 隙間内流れ流量と円盤摩擦トルクの関係

約 1.5(l/min) 以上の流れ流量が存在していることになる。この流れ流量は血液凝固を防ぐためには十分な量と考えられる。また、図 11 は図 10 と同じ条件における隙間内流量と円盤摩擦トルクの関係である。流れ流量が大きいほど流れが隙間内に持ち込む角運動量が大きいため、円盤摩擦トルクは若干小さくなる。また、図 12 は、回転数 2000rpm、流量係数 $\phi=0.02$ のときの油点法可視化結果である。水、グリセリン加生理食塩水ともに静止壁面近傍ではポンプ中心に向かう流れが存在することがわかる。様々な流量に対しても油点パターンに大きな違いは見られなかった。回転するインペラー側端面には油点に遠心力が作用するため、油点パターンは流れを忠実に表しているとはいえないが、本ポンプのプロトタイプにおいて、炭酸カルシウム微粒子を利用した可視化法により、インペラー端面近傍の内向き流れの存在を確認しており⁽⁷⁾、隙間内で流れが停滞することなくよい wash-out が保たれていることがわかる。

3・2・3 損失分析 前節の結果から得られる円板摩擦損失、漏れ損失を各流量に対して計算し、ポンプの動力に対する割合を示したのが図 13 である。低流量域では円板摩擦損失仕事と漏れ損失仕事が損失の

図 12 油点法による隙間内流れの可視化 (上図) 水 (下図) グリセリン

大部分を占め、インペラー流路の摩擦損失や衝突損失などの水学的損失の割合はかなり小さい。とくに標準流量 5(l/min) 以下ではこのことが顕著に現れている。このことはインペラー形状によるポンプ効率の改善がほとんど実現できなかったことの一因と考えられる。低流量域では漏れ損失、円板摩擦損失はほぼ一定なので、インペラー形状を (D) のように羽根枚数を多くし、羽根出口角を大きくとって発生圧力を高めることで相対的にポンプ仕事を大きくすることはポンプ効率の改善には有効であることがわかる。

4. 磁気浮上式遠心血液ポンプによる溶血

4・1 実験方法

溶血試験は実験当日採取した屠殺牛血に、抗凝固剤であるヘパリンと ACD-A 液、さらに抗生物質を加え、図 14 に示す回路に 1.0 l 充填し、ポンプ回転数と絞り抵抗を調節し所定の流量・圧力を発生させた後、12 時間血液を室温 (29℃) のもとで循環させた。実験は計 6 回行われたが、使用した血液のヘマトクリット値 (血球の体積パーセント) は 35~40 の範囲内であった。イ

図13 各損失の割合 (上図) 水 (下図) グリセリン

1. Pump driver 2. Pump 3. Magnetic Flowmeter
4. Resistor 5. Pressure gauge 6. Blood bag
7. Sampling port

図14 溶血試験回路概略図

インペラーは (D) 型を、ディフューザは Volute 型を採用し、ポンプ流量は 5.0(l/min)、発生圧力は 100 および 150(mmHg) とし、それぞれ計 6 回および 4 回実験を行った。運転開始後一定時間経過ごとに回路に設けたサンプル用ポートから血液を一定量採取し、血漿遊離ヘモグロビン濃度をシアンメトヘモグロビン法により測定し、溶血量の指標とした。また、ポンプ効率の

差を確認するため、回路内に温度計を組み込み実験前後の液温上昇を測定した。血液の性質には個体差が存在し、異なる血液を用いた結果を直接比較することはできないので、同じ個体から採取した血液および同一の回路を用いて、広く臨床で用いられている市販の遠心血液ポンプ (BioMedicus, BP-80 以下バイオポンプと表記) を、比較の対象とした。また、インペラーとケーシングとの隙間の大きさが溶血量に与える影響を調べるため、インペラー (C) は流路の寸法が全く同じで全体の厚さが 9.5mm のものと、9.7mm のものを製作して、隙間の幅をそれぞれ 0.25mm と 0.15mm とし、計 4 回実験を行い、両者の溶血量を比較した。

4・2 実験結果

表 2 に各ポンプの実験中の回転数 (平均値±SD) を示す。磁気浮上式遠心血液ポンプ (MSI と表記) よりもバイオポンプの回転数の方が低い理由はポンプの回転部分の外径が 80mm と大きいからである。

表 2 溶血試験中の回転数

Pressure(mmHg)	100	150
MSI	1881±84	2232±10
BioPump	1653±68	1870±14

図 15 に運転開始後 12 時間経過したときの溶血量の平均値を示す。溶血量の指標は以下の式で示される溶血指数 (I.H. : Index of Hemolysis) を用いた。物理的には、ポンプが血液を 100(l) 排出したときの血漿遊離ヘモグロビンの量と定義される。

$$I.H. = \Delta Hb \times V \times (100 - Ht) / (Q_p \times t)$$

ここに、 ΔHb は血漿遊離ヘモグロビン濃度の増加量 (g/l)、 V は血液量 (l)、 Ht はヘマトクリット (血球成分の体積濃度) (%), Q_p はポンプ流量 (l/min), t は運転時間を表す。磁気浮上式遠心血液ポンプの溶血量 (血球破壊量) はバイオポンプに比べ少なく、本ポンプによる血球損傷の程度は十分臨床使用できる範囲内で

図15 溶血試験結果 バイオポンプとの比較

図 16 溶血試験結果 隙間幅の影響

あるといえる。ポンプによる実験中の液温変化は 1.0° 以内であり、磁気軸受やモータの発熱の影響はほとんどなかった。また、図 16 は隙間幅が異なる場合の溶血量の平均値であるが、隙間が狭い方が有意に溶血量が少ないという結果が得られた。この原因を究明することは今後の研究課題ではあるが、隙間が広がった分漏れ量が増加して、隙間での強い剪断をうける血液量が増加したことによると推定される。しかし、溶血量自体は臨床上の許容範囲にあり、この程度の回転数であれば臨床使用に問題はないと考えられるが、人工肺を付けた体外循環の時にはポンプに要求される発生圧力は $300(\text{mmHg})$ を越えるために所要回転数が上がり、溶血量も増加するおそれがあり、隙間幅が大きな影響を持つと考えられる。高回転時の溶血の低減は今後の大きな課題である。

5. 動物実験

体外に取り出し抗凝固処理を行った血液は生体反応を示さないで、磁気浮上式遠心血液ポンプの抗凝固性と人工心臓としての有用性を確かめるため、大型動物（羊）を用いて左心バイパス実験を行った。ポンプ運転条件は、流量が $3\sim 4(\text{l/min})$ 、発生圧が $130\sim 140(\text{mmHg})$ でポンプ回転数は $2200\sim 2300(\text{rpm})$ であった。動物実験の詳細には触れないが、全 5 例の実験の結果得られた知見をまとめると以下のようであった。

(1) ポンプ内の血液接触面、とくにインペラーの端面は平滑化しておかないとフィブリン膜が形成され、隙間を埋めてしまて運転不能になる。この問題はポンプ内の全ての血液接触面をクロロフォルムで化学的に平滑化し、シリコンの分子膜コーティング（シリコナイズ：富士システム製）を施すことで解決された。(2) 最長で連続 317 時間の運転を行ったが、ポンプ停止後ポンプ内に流れの剥離や隙間内での停滞に基づく血栓の形成は見られなかった。隙間内において血液が停滞することなく十分な wash-out が保たれているものと考えられる。

6. 結 言

磁気浮上式遠心血液ポンプとして軸シール部の無い構造のポンプの開発に世界で初めて成功した。このポンプの開発に関して、まずポンプの基本性能を得るための様々な研究を行った。その結果、ディフューザの形状を volute 型から concentric 型に変更することで効率改善が実現できた。ポンプ内の損失は、インペラーとケーシングとの隙間内流れによる円板摩擦損失および漏れ損失が損失の大半を占めている。このように小型で高圧力・低流量遠心ポンプに対しては教科書通りの設計法は適用できないが半径方向の流速が極端に低くならざるを得ないので発生圧力を高くする設計が有効であるといえる。ポンプによる溶血は臨床に全く問題ない程度に十分少なく、約 2 週間の連続運動物実験後もポンプの性能に異常はなく、ポンプ内に血栓の形成は見られなかった。

これらの実験結果から、磁気浮上式遠心血液ポンプは長期使用のためのターボ型人工心臓として実現可能であると考えられる。

本研究では血液ポンプとしての基本性能および性能改善の方策を探るための実験を行ったが、インペラーとケーシングとの隙間をはじめとするポンプ内各部の流れの詳細な把握と、その結果を生かしたポンプ設計法の確立および溶血との関係を明らかにすることは今後の大きな課題であると考えている。

最後に、実験および理論計算に協力していただいた京都大学大学院生、寺内晃司、大西徹史、和田雄一郎の各君に謝意を表す。

文 献

- (1) Akamatsu T., Nakazeki T.; *Recent development of a centrifugal blood pump with a magnetically suspended impeller*, in: Akutsu T., Koyanagi H., eds., *Heart Replacement - Artificial Heart 4* Tokyo: Springer-Verlag, (1993), pp.305.
- (2) Tsukiya T., Akamatsu T., Yoshino Y., and Nakazeki T.; *Performances of Centrifugal Blood Pump with Magnetically Suspended Impeller*, Proc. Third JSME-KSME Fluids Engineering Conference, Sendai (1994) pp.204.
- (3) Akamatsu T., Tsukiya T., Nishimura K., Park C. H., and Nakazeki T.; *Recent Studies of the Centrifugal Blood Pump with Magnetically Suspended Impeller*, *Artificial Organs*, 19-7(1995), (in press).
- (4) R. T. Knapp; *Centrifugal-Pump Performance as Affected by Design Features*, Trans. ASME vol. 63, No.3(1941), pp. 251-260.
- (5) 岡, バイオレオロジー, 裳華房 (1984).
- (6) Stepanoff; *Centrifugal and Axial Flow Pumps*, John Wiley & Sons(1957).
- (7) 築谷, 赤松, 炭酸カルシウム微粒子を用いた壁面トレース法, 可視化情報, vol. 13, suppl. No.2 (1993), pp. 83