血液シール下における定常流型人工心臓用 メカニカルシールの表面粗さの影響*

富岡 淳^{*1}, 宮永 宜典^{*1}

Effect of Surface Roughness of Mechanical Seals for Rotary Blood Pumps under Blood Sealing

Jun TOMIOKA^{*2} and Norifumi MIYANAGA

^{*2} Faculty of Science and Engineering, Waseda University,
3-4-1 Okubo, Shinjuku-ku, Tokyo, 169-8555 Japan

A miniature mechanical seal with the cooling water circulating system have been developed as a solution of the shaft seal problems in rotary blood pumps. The present paper describes the effect of the surface roughness in the sealing gap on the shaft seal problems under blood sealing. The sealing surface roughness of tested three seat rings were designed to be $Ra=0.009\ \mu\text{m}$, $Ra=0.088\ \mu\text{m}$ and $Ra=0.170\ \mu\text{m}$. The frictional loss torque in the sealing gap and the leakage of the blood and the cooling water were measured in this work. Results show that the maximum frictional loss torque measured in the seat ring of $Ra=0.009\ \mu\text{m}$, and the frictional loss torque decreased as the surface roughness increased. The leakage rate of the cooling water is larger than that of the blood in all seat rings, even though the blood chamber has higher pressure. The sealing characteristics between under blood and water sealing were different. Moreover, the best surface roughness in the torque and the leakage characteristics were also different. Thus, it is important to study under blood sealing in the design of the surface roughness of the mechanical seals for rotary blood pumps.

Key Words: Mechanical Seal, Blood Sealing, Surface Roughness, Shaft Seal, Lubrication, Tribology

1. 緒 言

定常流型人工心臓の軸シール部には、しゅう動面での摩擦、摩耗、漏洩などに加え、血液シール下におけるさまざまな潤滑問題があると考えられる。

Yamazaki ら⁽¹⁾や富岡ら⁽²⁾は、軸流型補助人工心臓の軸シールにオイルシールを適用することを試みているが、シール自身および軸の摩耗が激しいという問題があった。一方、富岡ら⁽³⁾や有岡ら⁽⁴⁾は、磁性流体シールの適用についても検討を行っている。しかし、現状では耐久性に問題があり、長期使用は難しい。このような複雑かつ困難な軸シール問題を避ける方法として、山根ら⁽⁵⁾⁽⁶⁾はピボット軸受や動圧軸受の利用などを試みている。しかし、ピボット部での摩耗や動圧軸受部で生じる大きなせん断力による熱や溶血などの問題があり、実用化には至っていない。最近では、磁気軸受によりインペラをポンプ中に浮上させる機構を取り入

れた補助人工心臓⁽⁷⁾が開発されているが、その構造の複雑さが問題となっている。

そこで Yamazaki ら⁽⁸⁾⁽⁹⁾はこれまでに、軸シール問題の解決策として、軸シール部の潤滑・冷却・洗浄を目的としたクーリングウォータ (以下 C.W.) 循環機能を有するメカニカルシールを開発した。さらに、これを軸流型および遠心型の人工心臓に適用し、その性能をメカニカルシール単体の性能だけでなく、動物実験も行って評価してきた。

しかし、このメカニカルシールの性能評価において、軸シール性能を大きく左右すると思われるしゅう動面の表面粗さについては、一般産業機械における経験値を用いており、これまで十分に検討されていなかった。そこで著者らは、しゅう動面の表面粗さが軸シール特性に及ぼす影響について検討してきた⁽¹⁰⁾が、実際の血液を用いることによるさまざまなトラブルを避けるために、密封溶液に純水を用いており、血液の影響について検討できていなかった。実際の血液シール下において、しゅう動面間に血液が侵入してくることは避けられないので、血液を密封した状態における潤滑特性

* 原稿受付 2009 年 11 月 11 日。

^{*1} 正員, 早稲田大学理工学術院 (〒169-8555 東京都新宿区大久保 3-4-1)。

E-mail: tomioka@waseda.jp

を知る必要があり、この条件下において、摩擦損失トルクやもれ量を低く抑える必要がある。

そこで本研究では、実際の血液の取り扱いや血液を用いた実験方法を確立するとともに、血液シール下におけるメカニカルシールしゅう動面の表面粗さが摩擦損失トルクやもれ量などの軸シール特性に及ぼす影響を検討する。さらに、血液を用いて行った実験結果を純水を用いた実験の結果と比較検討することで、血液シール下特有の影響を明らかにしたのでここに報告する。

2. 実験

2-1 人工心臓用メカニカルシールの特徴

図1に定常流型人工心臓の断面図、図2にメカニカルシール部の拡大図を示す。人工心臓に用いられる軸シールは、インペラ側の血液がモータ側へもれ出るのを防ぐ必要がある。しかし、シール面間への血液の侵入を完全に避けることはできないので、しゅう動面において、溶血や血液成分の変性など、血液ゆえの様々な問題が起こりうる。そこで図2のように、シール背面にC.W.を循環させて、しゅう動面の潤滑・冷却・洗浄を行っている。一方で、C.W.循環システムにより、しゅう動面では、モータ側のC.W.が血液側へもれ出ることをも防ぐ必要がある。すなわち、人工心臓用メカニカルシールは、血液とC.W.の液々分離系であり、両者のもれを同時に防ぐ必要がある。本研究では、このような軸シール系におけるしゅう動面の表面粗さの影響について検討する。

2-2 実験装置

図3は、図1の人工心臓を模擬して製作した実験装置である。シール部分に注目するために、インペラは取り除いている。密封溶液である血液はチャンバ内に封入されており、血圧を模擬するために圧力タンクにより0.013 MPa (100mmHg)に加圧されている。また、C.W.は外部のローラーポンプによって循環されている。本実験装置においても、メカニカルシールは、チャンバ内の密封溶液とC.W.の液々分離系を形成している。軸と一体になっているシールリングの回転数はモータによりコントロールしており、しゅう動面の接触力はマグネット間の距離を調節し、反発力を与えることにより設定している。

メカニカルシールを構成しているシールリングとシートリングの材料は、それぞれカーボンとシリコンカーバイドである。シールリングは軸とともに回転し、シートリングは固定されている。シールリングのしゅう動面の内径および外径は、それぞれ8.2 mmと11 mmである。また、シートリングのしゅう動面の内径およ

び外径は、それぞれ7 mmと13 mmである。シールリングのしゅう動面における表面粗さは、 $Ra=0.093 \mu\text{m}$ である。また、シートリングのしゅう動面における表

Fig.1 The schematic diagram of the rotary blood pump

Fig.2 Enlarged view of the mechanical seal

Fig.3 Schematic diagram of the experimental apparatus

面粗さは、既報⁽¹⁰⁾で純水を用いて実験したものと同様に、 $Ra=0.009\text{ }\mu\text{m}$, $Ra=0.088\text{ }\mu\text{m}$, $Ra=0.170\text{ }\mu\text{m}$ とした。また、それらの平面度はすべて $0.003\text{ }\mu\text{m}$ 以下であった。

2-3 実験方法

2-3-1 血液の調整方法 本研究では、密封溶液としてブタ血液を用いた。血液の溶血などの問題を考慮すると、1回3時間程度が実験の限界であり、実験ごとに異なった血液を用意する必要がある。そこで、血液ごとの個体差を除くために、血液を遠心分離器で有形成分と無形成分に分け、有形成分の割合、すなわち、ヘマトクリット値（以下、Ht 値）を常に一定（30%）になるように調節した。

2-3-2 摩擦損失トルクの測定方法 しゅう動面の摩擦損失トルクは、モータと軸の間に設置したトルク計により測定した。ただし、トルク計の表示には、各条件下におけるしゅう動面以外の例えばジャーナル軸受部などで生じる摩擦損失トルクが含まれるため、予備実験を行い、しゅう動面以外の部分で発生する摩擦損失トルクを測定し、その値を補正してしゅう動面の摩擦損失トルクの大きさを算出した。

測定は、軸回転数としゅう動面の接触力を変化させて行い、これらの設定条件と測定値からストライベック線図を描き、潤滑状態を考察した。ストライベック線図の横軸および縦軸には、それぞれストライベック数 G と摩擦係数 μ を用い、これらは式(1)と式(2)から計算した。

$$G = \frac{\eta n}{p} = \frac{\eta v b}{F} \quad (1)$$

ここで、

- G : ストライベック数
- η : 密封溶液の粘度 [$\text{Pa}\cdot\text{s}$]
- n : 回転速度 [sec^{-1}]
- p : しゅう動面の接触応力 [Pa]
- v : 密封端面の平均周速 [m/s]
- b : しゅう動面幅 [m]
- F : しゅう動面の接触力 [N]

$$\mu = \frac{3}{2} \frac{M}{F} \left(\frac{r_2^2 - r_1^2}{r_2^3 - r_1^3} \right) \quad (2)$$

ここで、

- μ : 摩擦係数
- M : 摩擦損失トルク [Nm]
- r_1 : しゅう動面内半径 [m]
- r_2 : しゅう動面外半径 [m]
- F : しゅう動面の接触力 [N]

2-3-3 もれ量測定方法 もれ量測定には、イオンクロマトグラフィ法を用いた。この手法は、後に述べるようにイオン濃度を調整することで、極微小もれ量にも対応できる点で本研究において非常に優れている。本研究では、2液間のもれ量をそれぞれ以下のように測定した。ここで本研究では、2液間の界面を通してのイオンの拡散は、液体としてのもれに伴うイオン移動に比べて極めて小さいとし、無視できるものとした。

まず、血液がC.W.側へもれ出る量（血液のもれ量）の測定には、図4のように、血液中に比較的多く存在するナトリウムイオンに注目する。血液がもれ出る際に、血中のナトリウムイオンもシール間を通してC.W.側へ移動するので、一定時間後のC.W.のナトリウムイオン濃度の変化を測定し、式(3)を用いて血液のもれ量に換算した。

$$\Delta V_b = V_c \times \left(\frac{s_{c2} - s_{c1}}{s_{b1} - s_{c2}} \right) \quad (3)$$

ここで、

- ΔV_b : 血液のもれ量 [ml]
- V_c : C.W.の体積 [ml]
- s_{b1} : 血液中のNaイオン濃度 [ppm]
- s_{c1} : 実験前のC.W.中のNaイオン濃度 [ppm]
- s_{c2} : 実験後のC.W.中のNaイオン濃度 [ppm]

その際、測定装置の制約上、たんぱく質などの血液成分を除去する必要があるため、分画分子量10,000のウルトラフィルタユニットを用いて測定溶液をろ過した。また、ろ過によってナトリウムイオン濃度が変化しないことを予備実験により確認した。また、血液ごとにキャリブレーションを行って、その個体差の影響を除いた。

次に、C.W.が血液側へもれ出る量（C.W.のもれ量）を測定する際には、図5に示すように、血液中に含まれていないリチウムイオンをC.W.側にあらかじめ添加する。リチウムイオン濃度は、イオンクロマトグラ

Table 1 Experimental conditions

Rotational speed, [min^{-1}]	1000~8000
Contact force, [N]	3.14~5.14
Blood pressure, [MPa]	0.013
Flow rate of C.W., [ml/min]	30
Sealed fluid	Blood (Ht; 30%)
C.W.	Water

Fig.4 Concept diagram of leakage measurement of blood to C.W. side

Fig.5 Concept diagram of leakage measurement of C.W. to blood side

フィによって精度よく測定可能である。C.W.のリチウムイオン濃度は、C.W.のもれ量に応じて任意に設定することで、極微小もれ量にも対応できる。本実験では、リチウムイオン濃度 1%wt とした。ウルトラフィルタユニットを用いて血液成分をろ過した後、血液中のリチウムイオン濃度変化を測定し、式(4)を用いて C.W.のもれ量に換算した。

$$\Delta V_c = V_b \times \left(\frac{l_{b2} - l_{b1}}{l_{c1} - l_{b2}} \right) \quad (4)$$

ここで、

ΔV_c : C.W.のもれ量 [ml]

V_b : 血液の体積 [ml]

l_{c1} : C.W.の Li イオン濃度 [ppm]

l_{b1} : 実験前の血液中の Li イオン濃度 [ppm]

l_{b2} : 実験後の血液中の Li イオン濃度 [ppm]

本実験では、1 時間ごとにサンプリングを行い、血液の鮮度を考慮して 3 時間後までのもれ量を測定した。

2-4 実験条件 実験条件を表 1 に示す。摩擦損失トルク測定実験では、軸回転数を $1000 \text{ min}^{-1} \sim 8000 \text{ min}^{-1}$ まで段階的に変化させ、そのときの摩擦損失トル

クを測定した。また、しゅう動面の接触力は $3.14 \text{ N} \sim 5.14 \text{ N}$ まで 0.5 N 刻みで変化させた。一方、もれ量測定実験では、軸回転数を 3000 min^{-1} 、しゅう動面の接触力を 4.14 N に設定し、双方向のもれ量を 1 時間ごとに測定した。なお、これらの設定値は実際の人工心臓の運転条件を参考に設定した。

チャンバ内に Ht 値 30 % に調整したブタ血液、C.W. に純水を用い、 298.15 K 一定の環境下で実験を行った。また、このときの血液および純水の粘度は、毛細管粘度計により測定した結果、それぞれ $3.424 \text{ mPa}\cdot\text{s}$ と $0.945 \text{ mPa}\cdot\text{s}$ となった。

3. 実験結果と考察

3-1 摩擦損失トルク特性 図 6 に軸回転数と摩擦損失トルクの関係を示す。しゅう動面の接触力を 4.14 N で一定にし、軸回転数を変化させた。回転数を上昇させると摩擦損失トルクは全てのシートリングで一旦低下するが、その後上昇していることがわかる。本研究の範囲において、どの回転数においても、 $Ra=0.170 \mu\text{m}$ のシートリングを用いたときの摩擦損失トルクが最も小さくなっていることがわかる。同図より、 2000 min^{-1} 以下の低速回転域において見てみると、

$Ra=0.088\ \mu\text{m}$ と $Ra=0.009\ \mu\text{m}$ のシートリングでの測定値が交差しており、より低速域では $Ra=0.088\ \mu\text{m}$ のシートリングで摩擦損失トルクの大きさが急激に大きくなっていることがわかる。これは、シール面に侵入した血液成分がシール面に付着するには、 $Ra=0.088\ \mu\text{m}$ 程度の粗さが必要であり、この付着物の影響で摩擦損失トルクが増大したものと思われる。一方、 $Ra=0.009\ \mu\text{m}$ では、表面粗さが小さいため、シール面に血液成分がほとんど付着せず、摩擦損失トルクが増大しなかったと推測される。

図7にしゅう動面接触力を変化させたときの摩擦損失トルクの変化を示す。軸回転数を $3000\ \text{min}^{-1}$ で一定とした。この場合にも、摩擦損失トルクの大きさは、 $Ra=0.170\ \mu\text{m}$ のシートリングを用いたときに最も小さくなり、実験に用いた三種類のシートリングでは、表面粗さが小さくなるほどトルクは大きくなった。

図8は、本実験から得られたストライベック線図である。血液シール下における結果とともに、比較のために純水シール下の場合の結果（白抜き）についても記した。

$Ra=0.009\ \mu\text{m}$ や $Ra=0.088\ \mu\text{m}$ のシートリングでは、純水シール下ではほぼ全域において流体潤滑で運転されていたが、血液シール下では大部分において境界潤滑状態で運転されていると思われる結果になった。これらの結果は、シール面間に侵入してきた血液成分によってしゅう動面に境界膜が生じ、擬似的な混合潤滑状態へと変化したためであると考えられる。また、上述のように、たんぱく質などが侵入することで、シール面での見掛けの摩擦係数を大きく増加させているものと推察される。

一方、 $Ra=0.170\ \mu\text{m}$ のシートリングを用いた場合、

Fig.6 The relationship of the frictional loss torque and the rotational speed

Fig.7 The effect of the contact force of the sealing face on the frictional loss torque

Fig.8 The effect of the blood on the Stribeck curve

血液シール下における実験結果と純水シール下における実験結果には、際立った違いが見られないことがわかる。 $Ra=0.170\ \mu\text{m}$ のシートリングでは、他と比べてしゅう動面間が比較的広くなるため、血液成分の侵入による潤滑状態の変化が小さかったためであると考えられる。

図9はしゅう動面の表面粗さと摩擦損失トルクの関係を示したものである。軸回転数としゅう動面接触力は実際の人工心臓の運転条件に合わせた。同図より、血液シール下では、この設定値においても表面粗さが大きくなるほど摩擦損失トルクが小さく抑えられていることがわかる。一方、純水シール下では、 $Ra=0.088\ \mu\text{m}$ のシートリングを用いた場合に摩擦損失トルクが最も小さくなっている。このことから、血液シール下と純水シール下では、表面粗さが摩擦損失トルクに及ぼす影響が明らかに異なることがわかる。

次に、血液による潤滑状態をより詳しく検討するために、Ht 値 30 %の血液、血液中の血漿のみを抽出し

Fig.9 The relationship of the frictional loss torque and the surface roughness of the seat ring

Fig.11 The effect of the surface roughness of the seat ring on leakage rate of sealed fluid

Fig.10 Variation of the frictional loss torque with the sealed fluid in the chamber

た溶液、血漿と粘度が等しくなるように調整した 25% エチレングリコール溶液および純水の 4 種類をそれぞれチャンバ内の密封溶液として用いた場合のトルク特性を検討した。 $Ra=0.088 \mu\text{m}$ のシートリングを用いた。

図 10 に軸回転数と摩擦損失トルクの関係を示す。実験の結果、血中成分の含まれる溶液と含まれない溶液では全く異なった結果を示していることがわかる。血中成分が含まれている血液および血漿における結果は、 4000 min^{-1} を超えるあたりまで、回転数に対して右下がりとなり、境界潤滑状態であると思われるのに対して、25%エチレングリコール溶液、純水においてはそのような結果は見られず、軸起動後、速やかに回転数に対して右上がりの流体潤滑状態に移行し、流体摩擦により摩擦損失トルクが増大していることがわかる。

血液と血漿による実験結果を比較すると、両者の測定値は全域においてほぼ等しく、血液シール下においてしゅう動面内には血漿が進入し、支配的な作用を及ぼしていることが推察される。回転数 5000 min^{-1} を超

Fig.12 The effect of the surface roughness of the seat ring on leakage rate of C.W.

えるとこれらの実験結果は、流体潤滑状態を示す 25% エチレングリコール溶液による実験結果とほぼ等しくなることから、これ以降は、血漿成分に起因する境界潤滑状態から流体潤滑状態へ移行しているものと考えられる。

よって、血液成分の中でトルク特性に大きな影響を与えているものは、血中の有形成分よりむしろ血漿成分であると考えられる。

3.2 もれ特性 図 11 に血液シール下における血液のもれ量を測定した結果を示す。また、図 12 は C.W. のもれ量を示している。これらの図には、比較のために純水シール下における結果を示した。

図 11 より、純水シール下では、表面粗さの増加とともにもれ量が線形的に増加しているが、血液シール下ではこれとは異なる傾向が見られる。一方、図 12 に示した C.W. のもれ量は、血液シール下と純水シール下で大きな違いが見られなかった。

図 11 および図 12 より、血液シール下では、 $Ra=0.170\ \mu\text{m}$ および $Ra=0.088\ \mu\text{m}$ のシートリングではもれ量とともに同程度であったが、 $Ra=0.009\ \mu\text{m}$ のシートリングにおけるもれ量が最も低く抑えられていることがわかる。

また、血液側から C.W. 側へのもれ量 (図 11) と C.W. 側から血液側へのもれ量 (図 12) を比較すると、純水シール下では、図 11 に示した血液側から C.W. 側へのもれ量の方が多いことがわかる。これは、シール面間の差圧によるものであると考えられる。しかし、血液シール下では、わずかであるが C.W. のもれ量の方多いことがわかる。上述のように血液シール下では、しゅう動面に侵入した血液成分が表面に付着するなどにより、シール面間のすきま間に境界膜が形成されるため、差圧による血液のもれ量が少なくなったものと考えられる。一方、図 12 に示した C.W. のもれは、血液側が高压であるために流れによって積極的にもれることは考えにくく、シール面における強制的な混合作用によるものと考えられ、血液シール下と純水シール下に顕著な違いが見られなかったものと考えられる。

3-3 実験結果のまとめ

3-3-1 表面粗さの影響 3-1 に示したように、血液シール下において、摩擦損失トルクは $Ra=0.170\ \mu\text{m}$ のシートリングで最も小さな値になった。よって、この観点からいえば、 $Ra=0.170\ \mu\text{m}$ のシートリングが最も適していると考えることができる。一方、3-2 に示したように、血液シール下において、血液および C.W. のもれ量は $Ra=0.009\ \mu\text{m}$ のシートリングで最も少なくなった。よって、この観点からいえば、 $Ra=0.009\ \mu\text{m}$ のシートリングが最も適していると考えることができる。

このように、トルク特性ともれ特性から得られた表面粗さの最適値が異なることがわかった。血液シール下で使用される人工心臓用メカニカルシールでは、しゅう動面での摩擦トルクが大きくなると、それに伴う発熱により血液成分の変性が起こり、その結果として最悪の場合、シール機能の破壊につながることを考えられる。一方で、もれ量の増大は、血液のもれ、C.W. のもれを問わず生命の危機につながる。すなわち、両特性を向上させる必要があり、その観点からいえば、本研究の結果として、人工心臓用メカニカルシールとしては $Ra=0.088\ \mu\text{m}$ のシートリングが最も適していると考えられる。

3-3-2 血液による影響 本研究において血液実験を行った結果、密封溶液である血液がトルク特性お

よびもれ特性に及ぼす影響は大きかった。また、血液シール下では、表面粗さの影響も純水シール下とは全く異なっていた。これは、シール面間に血液成分が侵入することにより、そこでの血液成分特有の振る舞いが軸シールの潤滑特性を大きく変化させているためであると考えられる。よって、血液シール下以外の研究により蓄積されてきたこれまでのデータに基づく設計では不十分であり、血液実験により軸シール特性を検討することが重要であるといえる。

4. 結 論

本研究では、表面粗さ $Ra=0.009\ \mu\text{m}$, $Ra=0.088\ \mu\text{m}$, $Ra=0.170\ \mu\text{m}$ の三種類のシートリングを用い、これらが摩擦損失トルク特性およびもれ特性に及ぼす影響を血液シール下において検討した。得られた結論を以下に示す。

1. 血液シール下において、 $Ra=0.009\ \mu\text{m}$ および $Ra=0.088\ \mu\text{m}$ のシートリングは、純水シール下における結果と異なり、大部分において境界潤滑状態で運転されていた。一方、 $Ra=0.170\ \mu\text{m}$ のシートリングでは、しゅう動面間距離が比較的広くなり、シール面間への血液成分の侵入による潤滑状態の変化が小さかった。また、本実験において、摩擦損失トルクは、 $Ra=0.170\ \mu\text{m}$ のシートリングで最も小さくなり、トルク特性の観点からみると三種類の中で最も優れていた。
2. 血液シール下におけるもれ特性を検討した結果、血液もれ量は、血液の粘度が高いことやシール表面に血中成分が付着することによって C.W. 側へ流れにくくなり、純水シール下における実験結果よりも少なくなった。一方、C.W. のもれは、血液側が高压であるために流れによって積極的にもれることは考えにくく、シール面における強制的な混合作用によるものと考えられ、血液シール下と純水シール下に顕著な違いが見られなかった。また、本実験において、 $Ra=0.170\ \mu\text{m}$ および $Ra=0.088\ \mu\text{m}$ のシートリングではもれ量とともに同程度であったが、 $Ra=0.009\ \mu\text{m}$ のシートリングにおいてもれ量が最も低く抑えられており、この観点において本研究の範囲内において最も優れていた。
3. 血液シール下において、トルク特性ともれ特性から得られた表面粗さの最適値が異なっていた。人工心臓用メカニカルシールでは、両特性を満足させる必要があり、その観点からいえば、 $Ra=0.088\ \mu\text{m}$ のシートリングが最も適していた。

4. 表面粗さが軸シール特性に及ぼす影響は、血液シール下と純水シール下で全く異なっていた。よって、純水シール下で蓄積されてきたこれまでのデータに基づく設計では不十分であり、血液を用いた環境下における研究が重要である。

文 献

- (1) Yamazaki, K., Kormos, R. L., Antaki, J., Mori, T., Tagusari, O., Mukuo, H., Kameneva, M., Litwak, O., Kerrigan, J., Watach, M., Umezu, M., Tomioka, J. and Koyanagi, H., In-Vivo Evaluation of an Intraventricular Axial Flow Blood Pump (IVAP), *The 6th International Symposium on Artificial Heart & Assist Devices, Tokyo, Japan*, (1996), pp.69.
- (2) Tomioka, J., Kayama, S., Nagatake, Y., Mori, T. and Yamazaki, K., Shaft Seal Properties of Oil Seals for Axial Flow Type Ventricular Assist Devices (in Japanese), *Proceedings of the Spring Meeting of the Japanese Society for Design Engineering 1998-5*, (1998), pp.101-102.
- (3) Tomioka, J., Mori, T., Yamazaki, K. and Koyanagi, H., Sealing Properties of Blood using Magnetic Fluid Seals (in Japanese), *Proceedings of the Autumn Meeting of the Japanese Society for Design Engineering 2003-11*, (2003), pp.111-114.
- (4) Arioka, S., Sakota, D., Mitamura, Y. and Sekine, K., Application of Magnetic Fluid Seals for Rotary Blood Pumps (in Japanese), *Journal of Artificial Organs*, 35, 2(2006), pp. S-160.
- (5) Yamane, T., Nonaka, K., Miyoshi, H., Maruyama, O., Nishida, M., Kosaka, R., Sankai, Y. and Tsutsui, T., Pivot Wear of a Centrifugal Blood Pump for Circulatory Assist, *Proceeding of ASIATRIB 2006 Kanazawa, Japan*, 2 (2006), pp. 797-798.
- (6) Kosaka, R., Yamane, T., Maruyama, O., Nishida, M., Tomari, Y., Kogure, H., Yada, T., Saitou, S. and Hirai, S., Development and Hemolysis Estimation of Semi Open Vane Rotary Blood Pump with Hydrodynamic Bearings (in Japanese), *Journal of Artificial Organs*, 35, 2(2006), pp. S-111.
- (7) Nojiri, C., Duraheart Mag-Lev Centrifugal Left Ventricular Assist Device: From Bench to Bedside (in Japanese), *Journal of Artificial Organs*, 35, 2(2006), pp. S-27.
- (8) Yamazaki, K., Mori, T., Tomioka, J., Litwak, P., Antaki, J., Tagusari, O., Koyanagi, H., Griffith B. and Kormos, R., The Cool Seal System: A Practical Solution to the Shaft Seal Problem and Heat Related Complications with Implantable Rotary Blood Pump, *ASAIO Journal*, 43, 5(1997), pp. M567-M571.
- (9) Yamazaki K., Kormos, R., Litwak, P., Tagusari, O., Mori, T., Antaki, J., Kameneva, M., Watach, M., Gordon, L., Mukuo, H., Umezu, M., Tomioka, J., Outa, E., Griffith B. and Koyanagi, H., Long Term Animal Experiments with an Intraventricular Axial Flow Blood Pump, *ASAIO Journal*, 43, 5(1997), pp. M696-M700.
- (10) Tomioka, J. and Miyanaga, N., Effect of the Surface Roughness of Sealing Face in the Mechanical Seal for Rotary Blood Pumps on the Characteristics of the Shaft Seal (in Japanese), *Journal of Japanese Society for Design Engineering*, 42, 10 (2007), pp.581-588.