

曲がり管を用いた質量流量計の小型計測回路の開発

Miniaturization of measurement electric circuit for a mass-flow meter using a curved cannula

○小阪亮(産総研) 福田恭平(東理大院) 西田正浩(産総研) 丸山修(産総研) 山根隆志(神戸大)

Ryo KOSAKA, National Institute of advanced industrial science and technology (AIST)
 Masahiro NISHIDA, National Institute of advanced industrial science and technology (AIST)
 Osamu MARUYAMA, National Institute of advanced industrial science and technology (AIST)
 Kyohei FUKUDA, Tokyo University of Science
 Takashi YAMANE, Kobe University

Abstract: We have developed a mass-flow meter using a curved cannula for a patient using an artificial heart. However, the electric circuit was still large. The purpose of this study is to develop a miniaturized electric circuit for the mass-flow meter. Since the mass-flow meter adopted the strain gauge as the sensor, a Wheatstone bridge circuit was applied, and the instrumentation amplifier amplified changes in the bridge's differential output voltage. dsPIC microcontroller was applied to perform the analog-to-digital conversion, the signal processing and the serial communication. Xbee that was wireless communication module was applied to communicate measured data to the personal computer wirelessly. The size of the developed electric circuit was 65x45x13 mm. As a result of measurement test, the measurement error was less than 0.7 l/min, and time delay was 0.1 s. We confirmed that the mass-flow meter with the miniaturized electric circuit could measure the mass-flow rate accurately.

Key Words: Mass-flow meter, Curved cannula, Electric circuit, dsPIC, XBee

1. 緒言

重度心疾患患者に対して、心機能の補助や機能代行を行うため、人工心臓の開発は急速に進んでおり、人工心臓を埋め込まれた患者は病院内での生活から在宅での生活が可能となってきた。しかし、人工心臓を埋め込まれた患者の退院後における生理状態や人工心臓の駆動状態を病院から管理するためには、人工心臓の開発だけでなく、生体情報を計測するための計測システムの開発が必要である。生体情報のうち、特に血流量は、ポンプの駆動状態や心機能の状態などを管理するために重要である。これまで、人工心臓の血流量を計測するため、超音波や電磁力を利用した流量計や流量推定法が提案されている⁽¹⁾。しかし、超音波や電磁力を利用した流量計は、計測方法や信号処理用の電気回路が複雑であるため、計測システムが大型となり、プローブと計測システム全体を生体内に埋め込むことは困難である。一方、人工心臓の消費電力から流量を推定する流量推定法は、血液粘度の変化やポンプ内血栓などによるポンプの駆動特性が変化するとき、流量の推定誤差が生じる可能性がある。特に軸流型人工心臓では、消費電力とポンプ流量に正の相関が無いいため、適用が困難である⁽²⁾。そこで、本研究では、図1に示すように、人工心臓と生体の心

臓の間に取り付けられている曲がり管のカニューラ自体をセンサプローブとして利用し、人工心臓のポンプ特性や血液粘性の影響を受けない質量流量を計測可能な小型質量流量計を開発してきた⁽³⁾。しかし、本小型質量流量計の計測回路は未だ大型であるため、計測回路を生体内に埋め込むことは困難であった。

本研究では、DSP(digital signal processing)機能付き小型マイクロコントローラ dsPIC と無線モジュール XBee を用いた質量流量計用の小型計測回路を開発し、模擬循環回路を用いて計測性能を評価した。

2. 曲がり管を用いた質量流量計

2.1 計測原理

質量流量計の曲がり管内部では、血液が流れないとき、管路には静圧のみが加わっているが、血液が流れると、曲がり部には静圧だけでなく、流量により生じる遠心力が加わる。そのため、曲がり部の内周 r_0 における静圧 p_0 と遠心力により増加した外周 r_1 における静圧 p_1 の関係は

$$\Delta p = p_1 - p_0 = \frac{\rho \omega^2}{2} (r_1^2 - r_0^2) \quad (1)$$

となる。ここで、 Δp は遠心力による静圧の増加量、 ρ は流体密度、 ω は流体の角速度を示す。人工心臓に使用される曲がり管形状のカニューラにおいては、管路内の流量は、静圧と遠心力の影響を含む曲がり部の静圧と、遠心力の影響を含まない直管部の静圧の差圧から求めることとした。

曲がり部の管路内の静圧は、非観血で静圧の計測が可能な歪ゲージをセンサとして使用して計測する。静圧は、曲がり部の管路表面の歪 ε_1 と直管部の管路表面の歪 ε_0 から式(2)より求められる。

$$\begin{cases} p_1 = \alpha_1 \times \varepsilon_1 + \beta_1 \\ p_0 = \alpha_0 \times \varepsilon_0 + \beta_0 \end{cases} \quad (2)$$

ここで、 α_1 、 α_0 、 β_1 、 β_0 は定数である。流量 F は、歪量から求められた曲がり部と直管部の静圧差を用いて、式(1)を1次近似して得られる式(3)より求められる。

$$F = \alpha_f \times (p_1 - p_0) + \beta_f \quad (3)$$

ここで、 α_f と β_f は定数である。

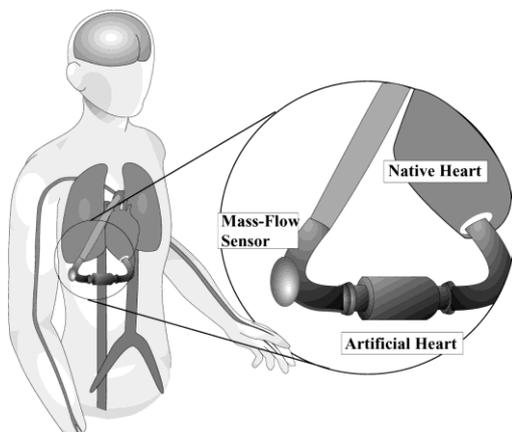


Fig.1 Developed miniaturized mass-flow meter

2.2 曲がり管を用いた質量流量計

図 2 にこれまで開発してきた曲がり管を用いた質量流量計を示す。本流量計は、内径 12 mm、外径 14 mm で、チタン合金製の曲がり管である。センサ貼付部は、管路内圧による局所歪を得るため、肉厚 100 μm まで薄肉加工した。センサには、内部の血液に接することなく微小な歪を計測するために、ゲージ長 0.2 mm の歪ゲージ(日章電機)を使用した。曲がり部の外周面には流量と静圧を計測するための歪ゲージを、直管部の外周面には静圧を補償するための歪ゲージを貼り付けた。歪ゲージは、各計測部位で 4 枚貼り付け、歪ゲージの微小抵抗変化を電圧変化に変換するホイートストンブリッジを形成するよう配線した。図 3 に計測システムを示す。本計測システムは、歪ゲージ用増幅器 (DSA-100A、日章電機) を使用し、歪ゲージの信号を 18,000 倍に増幅するとともに、高周波ノイズを取り除くため、10 Hz の低域通過フィルタを適用した。増幅された計測信号は、16 bit の分解能を持つ AD (Analog-to-Digital) 変換カード ADA16-8/2 (コンテック) により、デジタル信号に変換された後、計測用コンピュータ Let's Note W2 (パナソニック) に 100 Hz で取り込まれる。しかし、これまでの計測システムは大型であったため、生体内に埋め込むことは困難であった。

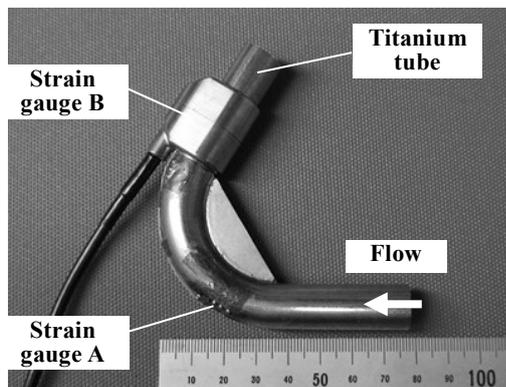


Fig.2 Developed mass-flow meter using a curved cannula

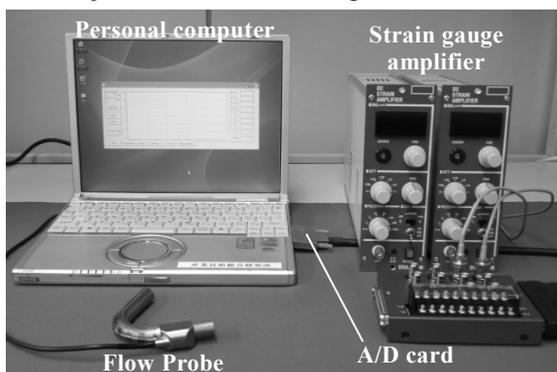


Fig.3 Previous electric circuit for the mass-flow meter

3. 質量流量計の計測回路の小型化

質量流量計の計測回路を小型化するため、従来の計測システムの各要素を小型 IC (Integrated Circuit) に置き換えた。また、生体内から生体外への通信ケーブルを無くすために、信号線を無線化した。本回路構成を図 4 に示す。

ホイートストンブリッジは、図 2 の曲がり管の歪ゲージを配線する際に形成していたため、そのまま使用した。

増幅回路は微小電圧変化を増幅する回路で、図 5(a) に示す計装アンプ (INA118, Texas Instruments) を使用した。計装アンプは、通常単体で使用するオペアンプと比べて、ノイズの多い環境においても、直流精度と正確なゲインを維

持して微小な信号の増幅を可能である。INA118 は、単電源 5V で使用可能であり、低消費電力かつ高精度の計装アンプである。作成した小型計測回路では、この計装アンプを曲がり部用と直管部用でそれぞれ 2 個使用することで、曲がり部で 18,000 倍、直管部で 20,000 倍に歪ゲージの出力信号を増幅した。

マイクロコントローラは、アナログの電圧信号をデジタル化し、信号処理を行った後、シリアル通信で外部に送る回路で、図 5 (b) に示す dsPIC (dsPIC30F4012, Microchip) を使用した。dsPIC とは、Microchip 社が提供する DSP 機能付き PIC シリーズの一つである。dsPIC30F3012 は、dsPICn のうち、主に計測機器で使用され、消費電力が小さく、IC のピン数が 18 ピンと少ないため、小型化に向いている。本 dsPIC の AD 変換の分解能は 12bit あり、最高 200k Hz で計測が可能である。dsPIC により計測された信号は、dsPIC 内で DSP 機能を用いて信号処理された後、シリアル通信により無線通信回路に送られる。作成した小型計測回路では、サンプリング周波数を 100 Hz に設定し、事前に求めた校正式から流量を算出した後、高周波ノイズを除くため、DSP 機能のうち、10 Hz の低域通過フィルタを適用した。

無線通信回路は、近距離無線通信規格の一つである Zigbee を用いて、計測信号を生体外のコンピュータに無線で送る回路で、図 5 (c) に示す無線モジュール (Xbee, Digi International) を使用した。Zigbee は、低コスト、低消費電力で無線化する通信規格で、無線 LAN と同じ 2.4 GHz 帯を使用しているため、病院内での使用も可能である⁽⁴⁾。作成した小型計測回路では、Xbee の通信速度は 38400 bps に設定して、無線通信を実施した。

開発した小型計測回路を図 6 に示す。曲がり部と直管部の信号を計装アンプを使用して増幅し、dsPIC で A/D 変換するとともに、信号処理した後、Xbee で無線通信を行う。小型化した計測回路の大きさは、65×45×13mm となった。

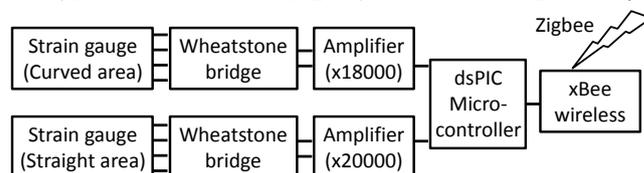


Fig.4 Components of the miniaturized electric circuit



Fig.5 ICs in the electric circuit a) Instrumentation amplifier, b) dsPIC microcontroller, and c) wireless communication module

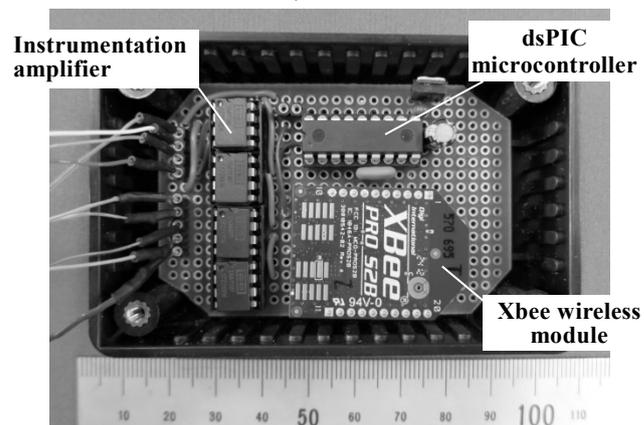


Fig.6 Developed electric circuit for the mass-flow meter

4. 小型計測回路を有する質量流量計の評価試験

開発した小型計測回路の計測性能を評価するため、模擬循環回路を使用した評価試験を実施した。模擬試験回路は、図7に示すように、人工心臓(HH201、産総研⁵⁾)と抵抗器、リザーバより構成されている。開発した質量流量計は、人工心臓の出口側に取り付けられた。各要素は、塩ビ製チューブ(Exceline-H Tube、泉工医科)で結ばれている。質量流量計の校正と性能評価には、市販の圧力計(AP641G、日本光電)と流量計(TS410、Transonic Systems)を使用した。

評価試験として、以下の3つの試験を実施した。

(1) 小型計測回路の計測試験

開発した小型計測回路内のAD変換を行うdsPICと、無線通信を行うXbeeによる計測性能を評価するため、ファンクションジェネレータを用いた計測試験を実施した。dsPICの入力信号として、振幅5V、周波数1Hzのsin波の電圧信号を加えた。そして、無線通信により計測用コンピュータに送られた信号から、本計測回路の計測性能を評価した。

(2) 質量流量計の校正試験

質量流量計の校正試験として、まず、歪ゲージの出力電圧と静圧の校正試験を実施した。本試験では、模擬循環回路の流路を閉鎖し、流量を0 l/minに維持したまま、ポンプ出口の静圧が25 mmHgずつ増加するように人工心臓の回転数を増加させた。そして、静圧の変化に対する歪ゲージの出力電圧を計測することで、校正式(2)の各係数を求めた。

次に、歪ゲージより求められる静圧差と流量の校正試験を実施した。本試験では、流量が0.5 l/minずつ増加するように人工心臓の回転数を増加させた。そして、流量の変化に対する、歪ゲージより求められた曲がり部と直管部の静圧差から校正式(3)の各係数を求めた。

(3) 流量計測性能の評価試験

開発した小型計測回路を用いた質量流量計の計測性能の評価試験として、定常流と非定常流に対する評価試験を実施した。

定常流に対する評価試験では、模擬循環回路の流量が1.5秒毎に約1.5 l/minずつ増加するように、人工心臓の回転数を増加させた。そして、各流量における市販の流量計と開発した質量流量計の計測誤差を評価した。

非定常流に対する計測評価試験では、人工心臓の回転数を約1 Hzで増減させることで、生体心臓の拍動流を模擬し

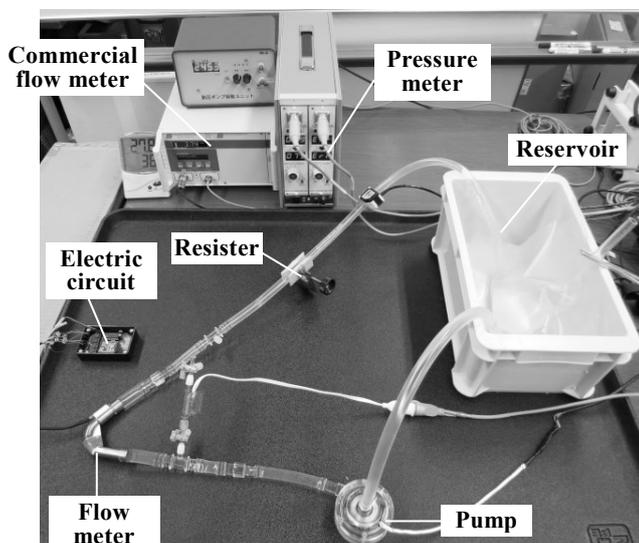


Fig.7 Mock-up circulation loop to evaluate the measurement performance of the mass-flow meter

た流量波形を作成した。そして、市販の流量計と開発した質量流量計の計測精度と応答性能を評価した。

5. 結果

(1) 小型計測回路による計測結果

開発した小型計測回路の計測試験結果を図8に示す。ファンクションジェネレータを用いてsin波の電圧信号を加えた結果、図に示すように、入力信号として加えた振幅5V、周波数1Hzのsin波が、小型計測回路でデジタル変換され、無線通信により計測用コンピュータに送信されていることがわかった。

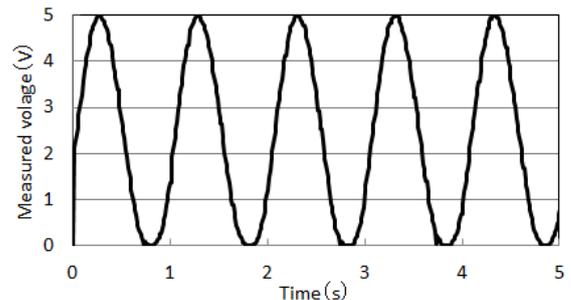


Fig.8 Measurement test of miniaturized electric circuit using 1-Hz sine wave.

(2) 質量流量計の校正結果

歪ゲージの出力電圧と静圧の校正試験を実施した結果を図9に示す。流量0 l/minにおいて、人工心臓の回転数を増加させることで静圧を上昇させた結果、静圧と歪ゲージの出力電圧は、相関係数が1となり、線形近似可能であることがわかった。このときの静圧と歪ゲージの出力電圧の関係を示す校正式(2)は、

$$\begin{cases} p_1 = 115.40 \times \varepsilon_1 - 144.52 \\ p_0 = 115.54 \times \varepsilon_0 - 176.76 \end{cases} \quad (4)$$

となった。

歪ゲージより求められる静圧差と流量の校正試験を実施した結果を図10に示す。流量が0.5 l/minずつ増加するように人工心臓の回転数を増加させた結果、歪ゲージより求められる静圧差も増加した。このとき、市販の流量計で計測された流量 F と歪ゲージより求めた差圧の関係を示す校正式(3)は

$$F = 0.80 \times (p_1 - p_0) - 3.46 \quad (5)$$

となった。

本結果から、式(4)、(5)を用いることで、歪ゲージの出力電圧から流量を算出するための校正式を得ることが出来た。

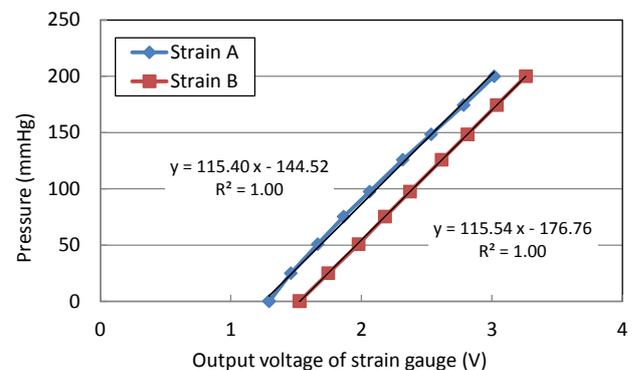


Fig.9 Relationship between the output of the strain gauge and the static pressure at a flow rate of 0 l/min

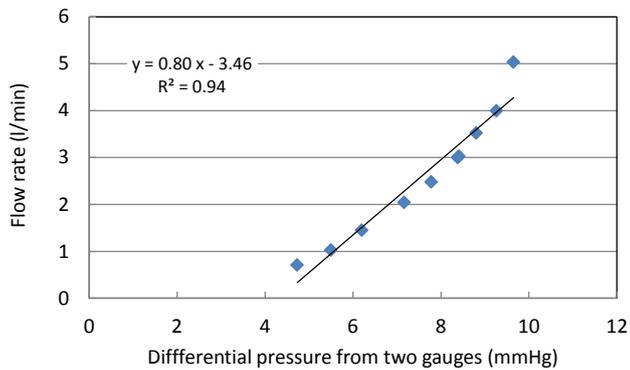


Fig.10 Relationship between the differential pressure obtained by two strain gauges and the flow rate

(3) 流量計測性能の評価結果

図 11、12 に開発した小型計測回路を有する質量流量計の流量計測結果を示す。

図 11 は、定常流に対する計測試験結果を示す。図より、流量が 3.5 l/min 以下では、市販流量計と比較して計測誤差は 0.25 l/min 以下であった。しかし、流量が 3.5 l/min を超えると計測誤差は 0.7 l/min に増加した。

図 12 は、非定常流に対する計測試験結果を示す。図より、人工心臓の回転数を約 1 Hz で増減させた結果、市販流量計と比較して計測誤差 0.15 l/min 以下、時間遅れ 0.1 秒となった。

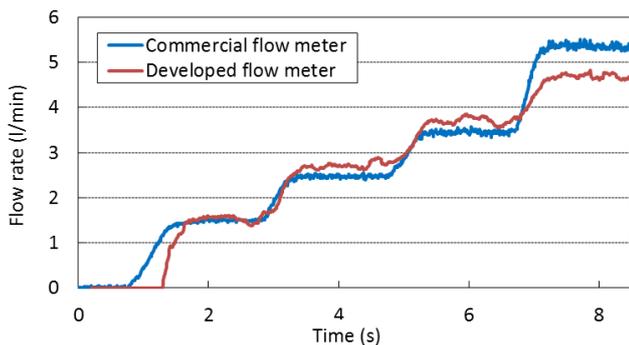


Fig.11 Result of measurement performance test under the continuous flow

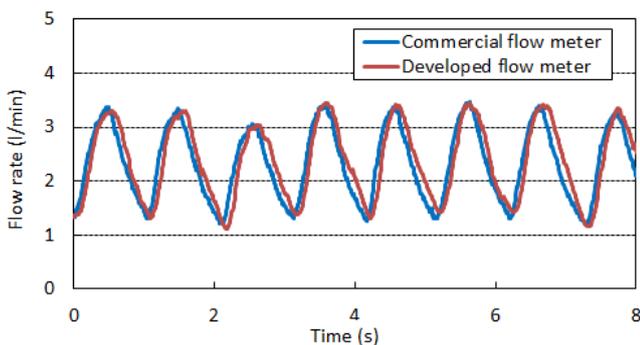


Fig.12 Result of measurement performance test under the pulsatile flow

6. 考察

本研究では、曲がり管を用いた小型質量流量計の計測回路も含めた埋め込みを目指し、計測回路の小型化と無線化を行った。計測回路の小型化には、市販の歪ゲージアンプを計装アンプに置き換え、A/D カードと計測用コンピュータのデータ処理部を dsPIC に置き換えた。さらに、曲がり管と計測用コンピュータの間の通信ケーブルをなくすた

め、Xbee を用いて通信ケーブルを無線化した。

流量計の計測性能を評価するため、模擬循環回路を用いた評価試験を実施した。評価試験を実施した結果、計測精度について、流量 1.0 l/min から 4.0 l/min の流量範囲では、校正式は線形で、計測性能試験でも市販流量計とほぼ同等の計測精度を有することがわかった。しかし、1.0 l/min 未満の低流量と 4.0 l/min を超える高流量において、計測誤差が生じることがわかった。この計測誤差は、流量と歪ゲージから得られる静圧差の校正式を求める際に生じているため、今後、本流量計の校正式を 2 次近似する方法や、低流量と高流量の校正式をそれぞれ別の式として求める方法などを検討する。

今回製作した計測回路の電源供給に関して、小型計測回路の消費電力はおよそ 0.5W と大きく、体内に埋め込まれたバッテリーのみで長期間駆動することは困難である。そのため、本計測回路の電力は、人工心臓に供給されているモータ駆動用の電力線から供給し、本流量計の計測信号は無線で体外へ送る計測システムを検討する。

本研究結果から質量流量計用の計測回路の基本的な構成を得ることが出来たため、今後は、使用する IC の選定と表面実装部品を採用することで、更なる小型化と省電力化を実現する。

7. 結言

本研究では、DSP 機能を有する小マイクロコントローラ dsPIC と、近距離無線通信規格 Zigbee で無線通信を可能にする Xbee を組み込んだ、質量流量計用の小型計測回路を開発した。模擬循環回路を用いて、市販の超音波血流量計と計測性能を比較した結果、本小型計測回路を用いた質量流量計は、計測誤差 0.7 l/min、時間遅れ 0.1 秒と臨床上問題ない計測性能を有することがわかった。今後、生体内を模擬した条件での無線通信の評価試験や、長期計測性能の評価試験を実施し、動物実験への適用を目指す。

謝辞

本研究の一部は、NEDO 産技助成 (No.09A07015a) 及び JSPS 科研費 24700468 の助成を受け実施した。

参考文献

- (1) Tsukiya T, Akamatsu T, Nishimura K, Yamada T, Nakazeki T. Use of motor current in flow rate measurement for the magnetically suspended centrifugal blood pump. *Artif Organs*, vol. 21, no. 5, pp. 396-401, 1997.
- (2) Stepanoff, A.J. *Centrifugal and axial flow pumps: Theory, Design, and Application*. New York: John Wiley & Sons Inc., 1948.
- (3) Kosaka R, Nishida M, Maruyama O, Yamane T. Development of a miniaturized mass-flow meter for an axial flow blood pump based on computational analysis, *J Artif Organs*, vol. 14, no. 3, pp. 178-184, 2011.
- (4) 電波の医用機器等への影響に関する調査結果、総務省、2004
- (5) Kosaka R, Nishida M, Maruyama O, Yamane T, Imachi K, Yamane T. Effect of a bearing gap on hemolytic property in a hydrodynamically levitated centrifugal blood pump with a semi-open impeller, *BMME*, vol. 23, no. 1-2, pp. 37-47, 2013.