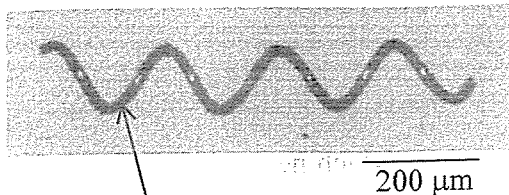


Tungsten wire  $\phi$  0.15 mm

(a) Head type magnetic micro-machine.



Tungsten wire  $\phi$  20  $\mu$ m

(b) Spiral type magnetic micro-machine.

Fig. 2 Photograph of magnetic micro-machine.

加し、Head型マイクロマシンの泳動速度の測定を行った。回転磁界周波数は1 Hzとした。Fig. 3にHead型マイクロマシンの泳動速度の実験と解析結果を示す。プロットに実験結果、実線に有限体積法を用いた3次元泳動特性解析の結果を示す。Head型マイクロマシンは、マシン長さLの減少により、泳動速度は遅くなり、Lの増加につれて泳動速度は増加し飽和する結果が得られた。実験において、マシン長さLが長い時、磁石部分が下がり傾いた状態で推進するのが確認された。この影響によりLが長くなると実験値と解析値の誤差が大きくなったと考えられる。

Fig. 4にマシンが流体から受ける抵抗力についての解析結果を示す。破線はらせん部分で受ける抵抗力、一点鎖線は磁石部分で受ける抵抗力、実線はマシン全体の抵抗力である。ここで、マシンが流体から受ける抵抗力は、らせん、磁石のそれぞれに作用するせん断力である。せん断力の式を(1)式に示す<sup>9)</sup>。

$$\begin{aligned}
 D &= S.F \\
 &= \tau \cdot A \\
 &= \mu \cdot \dot{\gamma} \cdot A
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

$D$ : Drag [N]  
 $S.F$ : Shearing force [N]  
 $\tau$ : Shearing stress [N/m<sup>2</sup>]  
 $A$ : Area [m<sup>2</sup>]  
 $\mu$ : Coefficient of viscosity [N s/m<sup>2</sup>]  
 $\dot{\gamma}$ : Rate of shearing deformation [1/s]

らせん部分で受ける抵抗力は、Lの増加に伴い表面積が増

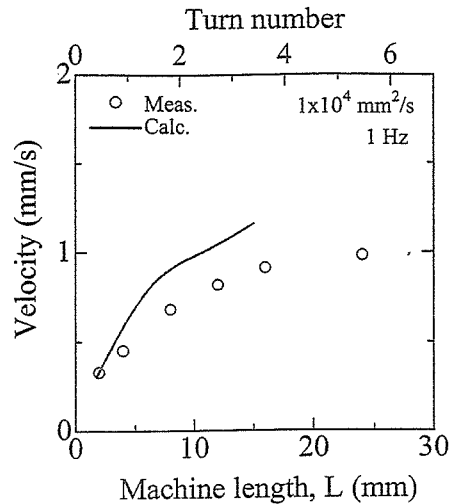


Fig. 3 Relation between swimming velocity and length of the experimental machine and analysis results (Head type).

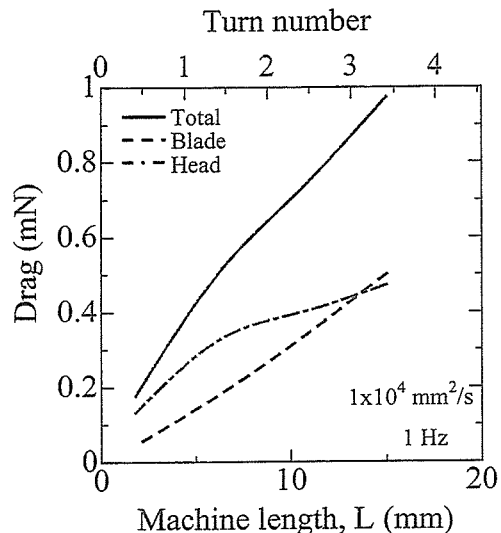


Fig. 4 Relation between drag and length of the machine of the analysis results (Head type).

加するため、増加する。磁石部分で受ける抵抗力は、Lが短い時、らせん部分で発生する推力に対して大きくなる。このため、泳動速度が減少したと考えられる。従って、泳動速度の減少により、磁石部分で受ける抵抗力が減少したと考えられる。一方、Lが長いときは、らせん部分で発生する推力に対して磁石部分で受ける抵抗力の影響は小さく、泳動速度が飽和したと考えられる。従って、磁石部分で受ける抵抗力は、一定値に飽和した。

Fig. 5にマシンが流体から受ける負荷トルクとLの関係を示す。一点鎖線と破線はそれぞれらせん部分のせん断力と圧力に起因するものである。二点鎖線は磁石部分のせん断力に起因する負荷トルクを示す。せん断力による負荷トルクは、せん断力と回転中心からの距離の積であらわ

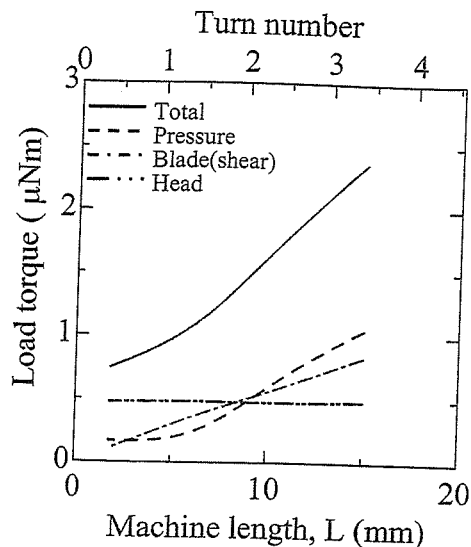


Fig. 5 Relation between load torque and length of the machine of the analysis results (Head type).

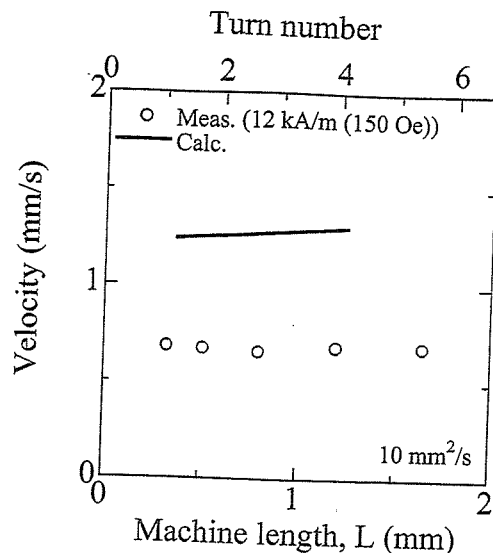


Fig. 6 Relation between swimming velocity and length of the experimental machine and analysis results (Spiral type).

される。磁石で受ける負荷トルクは、 $L$ の長さによらずせん断力は一定であるため、負荷トルクの値も一定値である。らせん部分の負荷トルクは、 $L$ の増加とともに表面積が増加するため、負荷トルクも増加する。従って、全体の負荷トルクは、 $L$ の増加に伴い増加する。

### 3.2 Spiral型マイクロマシン

Spiral型マイクロマシンの実験は、動粘度  $10 \text{ mm}^2/\text{s}$  のシリコンオイルで満たされた幅  $1.6 \text{ mm}$  の流路内で行った。印加磁界強度  $8 \text{ kA/m}$  ( $100 \text{ Oe}$ )、回転磁界周波数  $10 \text{ Hz}$  の時の泳動速度を測定した。Fig. 6にSpiral型マイクロマシンの長さに対する泳動速度の解析と実験結果を示す。プロットは実験の結果、実線は解析の結果を示す。実験と解析の結果、どちらも  $L$  の値によらず泳動速度は一定値であるが、値の大きさにずれが生じた。これは、実験において、マシンが流路の底に沈んだ状態で泳動しているのに対し、解析でのマシンと流路の位置は十分離れた状態にある。従って、解析には含まれない摩擦による影響が原因であると考えられる。

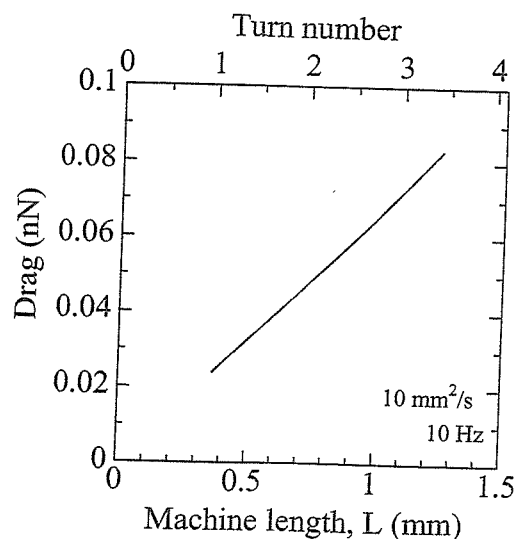


Fig. 7 Relation between drag and length of the machine of the analysis results (Spiral type).

Fig. 7にSpiral型マイクロマシンの長さに対する流体から受ける抵抗力の関係を示す。Spiral型マイクロマシンはらせん部分のみで抵抗力が発生するため、抵抗力は  $L$  に比例して増加した。

### 3.3 流体力学的効率

泳動時、マシンが流体に対してなすパワーのうち、推進に使われるパワーの比を流体力学的効率  $\varepsilon$  として(2)式のように定義し、特性を評価するパラメータの一つとした。

$$\varepsilon = \frac{\text{推進速度} \times \text{推力}}{\text{推進速度} \times \text{推力} + \text{角速度} \times \text{負荷トルク}} \quad (2)$$

Fig. 9に、らせんのターン数に対する流体力学的効率を示す。実線に、Head型マイクロマシン、破線にSpiral型マイクロマシンの解析結果を示す。Head型マイクロマシンは、らせんのターン数が小さい時、効率は小さく、らせんのターン数が大きくなる時、効率は大きくなり、飽和する結果が得られた。3.1から、Head型マイクロマシンはらせんのターン数が小さい(マシンの長さが短い)場合は、磁石の影響を大きく受けるということに起因していると考えられる。従って、らせんのターン数は多すぎても、効率は変わらず、負荷トルクだけが大きくなるため、負荷が小さく、効率の良いマシンを得るためには、らせんのターン数は、2ターンであることがわかる。Spiral型マイクロマシンは、らせんのターン数が少ない時、効率がよく、らせんのターン数の増加とともに、効率は減少する。従って、効率の良いSpiral型マイクロマシンは、らせんのターン数を少ない方がよい。

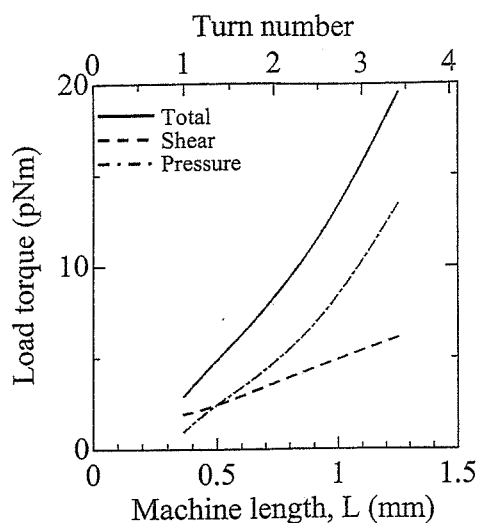


Fig. 8 Relation between load torque and length of the machine of the analysis results (Spiral type).

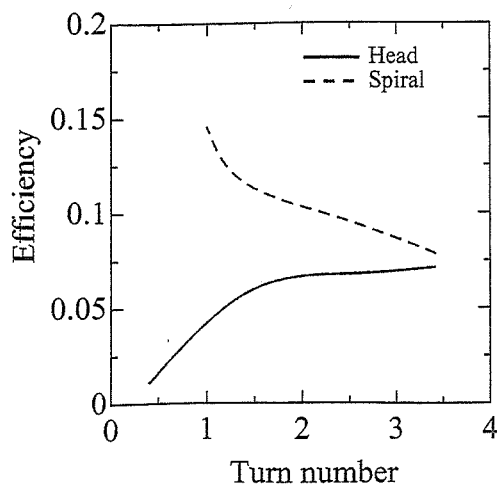


Fig. 9 Relation between efficiency and turn number of the spiral of the analysis results.

#### 4. まとめ

2種類の磁気マイクロマシンを作製した。ひとつは、磁石とワイヤから構成されるHead型マイクロマシン、もうひとつは、ワイヤから構成されるSpiral型マイクロマシンである。2種類のマイクロマシンの長さを変えて、マシンの長さによる泳動特性の影響を実験と解析から検討を行った。その結果、Head型マイクロマシンは、Lの大きさに依存する結果が得られた。さらに、効率がよく、負荷トルクの小さくなるLの大きさは、らせんのターン数は、2ターンである結果が得られた。Spiral型マイクロマシンの泳動速度は、Lによらず一定値である結果が得られた。効率の良いマシンは、Lを短くした方がよいという結果が得られた。

#### 謝辞

Spiral型マシン作製の際、PLD法によるNdFeB磁石の製膜をして頂いた、長崎大学の福永教授、中野助手に感謝します。

本研究の一部は「21世紀COE新世代情報エレクトロニクスシステムの構築」により行ったものです。関係者各位に感謝します。

#### 文献

- 1) M. Sendoh, N. Ajiro, K. Ishiyama, M. Inoue and K. I. Arai, *IEEE Transactions on Magnetics*, 36, 3688 - 3690, 1999.
- 2) K. Ishiyama, M. Sendoh, A. Yamazaki, K. I. Arai, *Sensors and Actuators A* 91, 141-144, 2001.
- 3) M. Sendoh, A. Yamazaki, K. Ishiyama, K. I. Arai, T. Inoue, *Transaction IEE of Japan*, 120-A, 301-306, 2000.
- 4) K. Ishiyama, M. Sendoh, A. Yamazaki, M. Inoue, K. I. Arai, *IEEE Transactions on Magnetics*, 37, 2868 - 2870, 2001.
- 5) M. Sendoh, N. Ajiro, K. Ishiyama, M. Inoue T. Hayase and K. I. Arai, *Journal of Robotics and Mechatronics* 12, 165-171, 2000.
- 6) A. Yamazaki, M. Sendoh, K. Ishiyama, T. Hayase, K. I. Arai, *Journal Magnetic Society of Japan* 27, 645-648, 2002.
- 7) A. Yamazaki, M. Sendoh, K. Ishiyama, K. I. Arai, T. Hayase, *Sensors and Actuators A* 105-1 103-108.
- 8) M. Nakano, S. Tsutsumi, H. Fukunaga, *IEEE Transaction on Magnetics*, 38, 2913-2915, 2002.
- 9) T. Ikui, M. Inoue, "Dynamics of viscous fluid", Rikogakusha, Tokyo, p. 4, 1978.

2003年10月27日受理, 2004年1月15日採録

# Fabrication of a Spiral Type Magnetic Micromachine for Trailing a Wire

Kenji Kikuchi, Aya Yamazaki, Masahiko Sendoh, *Member, IEEE*, Kazushi Ishiyama, *Member, IEEE*, and Ken Ichi Arai, *Member, IEEE*

Research Institute of Electrical Communication, Tohoku University, Sendai 980-8577, Japan

A magnetic micromachine capable of trailing a wire was fabricated. The micromachine was constructed of a permanent magnet, a copper tube, and a spiral shape made of a tungsten wire. The magnet was magnetized to the diametrical direction. When a rotational magnetic field was applied, the machine rotated and moved in a silicone oil. It was experimentally found that the blade angle of the machine that produced the largest thrust force was  $45^\circ$ . The micromachine was able to trail a wire in a narrow waterway simulating a blood vessel. These results show that the magnetic micromachine has great potential for navigating medical catheters.

**Index Terms**—Catheter, magnetic field, micromachine.

## I. INTRODUCTION

**E**NDOVASCULAR procedure is noticed as a low-invasive medical treatment. However, inserting the catheter or the guide wire is a difficult operation especially for thin blood vessels. So the function of trailing the catheter is required to insert the catheter safely. A catheter for controlling its bending is suggested [1]–[3]. However, there are few reports about trailing a catheter.

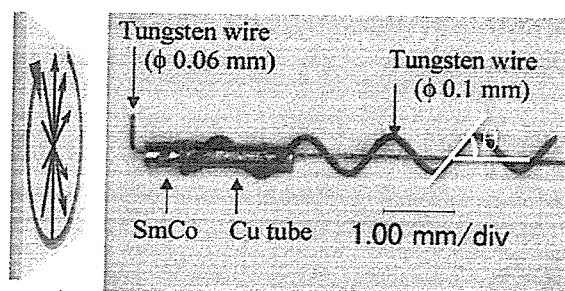
In our previous study, a spiral-type magnetic micromachine has been reported [4], [5]. The micromachine is composed of a permanent magnet and a spiral shape. The magnet is magnetized to the diametrical direction. When an external rotational magnetic field is applied, the micromachine rotates in synchronism with a rotating external magnetic field and move. Furthermore, changing the rotational plane of the field can control the moving direction of the micromachine [6]. The micromachine requires no power supply cables, no batteries, and no controlling systems on the machine body. So the micromachine has potential for working inside the human body. In order to use the micromachine inside the human body, the micromachine must be miniaturized. When the miniaturized machine swims in a liquid, the Reynolds number  $Re$  (the ratio of inertial force to viscous force) is an important parameter.

The Reynolds number is given by

$$Re = LU/\nu \quad (1)$$

where  $L$  is a characteristic linear dimension of the body,  $U$  is a representative velocity, and  $\nu$  is a kinematic viscosity. When a micromachine is miniaturized, the Reynolds number becomes small too. We found that the spiral-type structure and an analytical method were applicable under a very wide-range of the Reynolds number ( $10^{-7} < Re < 10^3$ ) [5], [7], [8]. So the spiral-type micromachine could be miniaturized.

We propose the micromachine that can trail the catheter by setting at a tip of the catheter. In this paper, we fabricated and examined a micromachine for trailing a wire.



External rotational magnetic field

Fig. 1. Photograph of the micromachine capable of trailing the wire.

## II. EXPERIMENTAL METHODS

We examined the velocity and the thrust force of a micromachine. In these experiments, we used a silicone oil with the kinematic viscosity of  $1 \times 10^3 \text{ mm}^2/\text{s}$  and the magnetic field of 16 kA/m. Fig. 1 shows a schematic view of the micromachine capable of trailing a wire. Since the trailed wire was set through the hole of the machine body and bended, the machine could rotate. We defined  $\theta$  shown in the figure as a blade angle ( $\theta$ ). A body of the micromachine was composed of a cylindrical SmCo magnet (outer diameter: 0.38 mm; inner diameter: 0.15 mm; length: 0.55 mm) and a Cu tube (outer diameter: 0.35 mm; inner diameter: 0.15 mm; length: 1.45 mm). A spiral blade made by tungsten wire ( $\phi 0.1 \text{ mm}$ ) was fixed around this body. A length of the machine was 5.55 mm. In these experiments, we fabricated three types of micromachines that had different blade angles of  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ , and  $60^\circ$ .

Fig. 2 shows a schematic view of the measuring system of the thrust force. In order to clarify the relationship between the thrust force and the rotating frequency, we made the machine swim up against a gravity. The frequency at which the machine did not swim up nor sink was measured. At this frequency, we could calculate the thrust force produced by the machine because the sum of the thrust force and a buoyancy was equal to the weight of the machine. With changing the weight of the machine, the relationship between the thrust force and the frequency was measured.

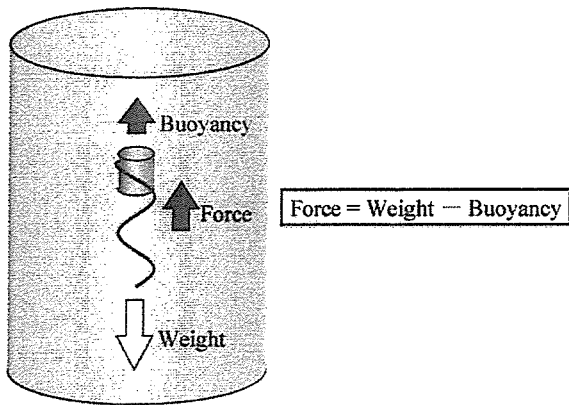


Fig. 2. Schematic view of the measuring system of the thrust force.

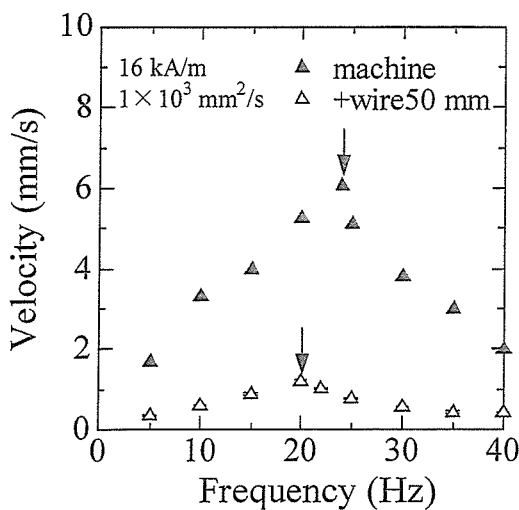


Fig. 3. Relationship between frequency and velocity.

### III. EXPERIMENTAL RESULTS

#### A. The Velocity of Micromachines

We examined the velocity with and without trailing a wire. A tungsten wire ( $\phi 0.06 \times 50$  mm) was used as the wire. Fig. 3 shows the relationship between the velocity and the rotating frequency. The arrow in the figure shows the step-out frequency. At the step-out frequency, the rotation of the machine could not be synchronized to the rotational magnetic field. According to these experiments, the step-out frequency of the machine hardly decreased by trailing the wire. However, the velocity of the machine much decreased by trailing the wire. These results show that the influence of the drag on the rotating direction is small, however, the influence of the drag on the locomotion direction is large when the machine trails the wire. To trail the wire, therefore, the machine is required to produce the thrust force more.

#### B. The Thrust Force of Micromachines

Since the thrust force of the micromachine was the most important parameter for trailing a wire, we examined the relationship between the blade angle and the thrust force per frequency. Fig. 4 shows the result. The blade angle of the machine that produced the largest thrust force was  $45^\circ$ . The machine of a small blade angle does not much produce the thrust force because the blade length is small. The machine of a large blade angle does

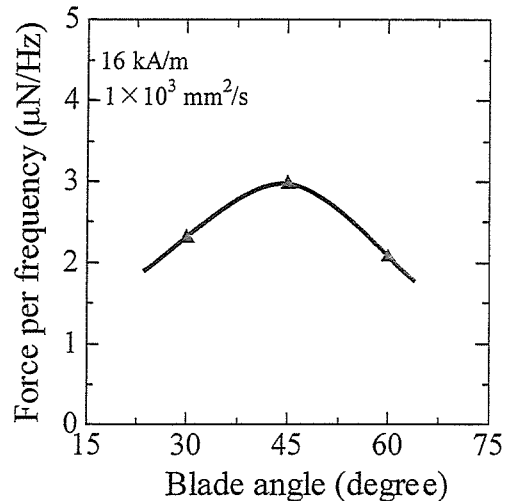


Fig. 4. Relationship between blade angle and force per frequency.

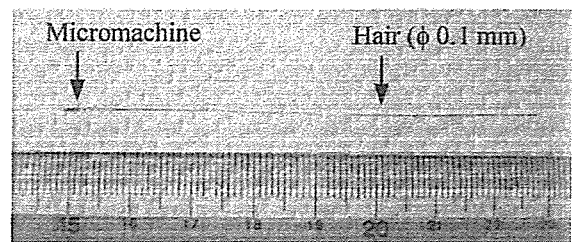


Fig. 5. Photographs of the micromachine capable of trailing the wire.

not much produce the thrust force too because the long blade receives the drag much. Therefore, it is thought that  $45^\circ$  is the optimum of these balances.

### IV. TRAILING EXPERIMENTS

Based on these results, we fabricated a micromachine capable of trailing a wire. A hair ( $\phi 0.1 \times 70$  mm) was used as the wire. Fig. 5 shows the machine for trailing the wire. A body of the micromachine was composed of two SmCo magnets and a Cu tube (outer diameter: 0.35 mm; inner diameter: 0.15 mm; length: 1.05 mm). The blade angle of the machine was  $45^\circ$  that produced the largest thrust force. We used a silicone oil with the kinematic viscosity of  $3 \times 10^3$  mm<sup>2</sup>/s. We applied the field of 9.6 kA/m and 10 Hz.

Fig. 6 shows photographs of trailing experiments. Waterways simulate blood vessels. In order to insert the wire from the wide waterway to the narrow waterway, the machine is required to trail a wire with changing its moving direction. In the result, the machine could trail the wire to the narrow waterway. After the machine went into the narrow waterway, we pushed the back edge of the wire from the wide waterway. This operation simulates that a doctor pushes a catheter. This result shows that the magnetic micromachine has a great possibility for trailing medical equipments such as catheters or guide wires.

### V. ANALYSIS

We established a method for two- and three-dimensional (3-D) analysis of swimming properties of the micromachine by the finite volume method [5], [7], [8]. With this analytical

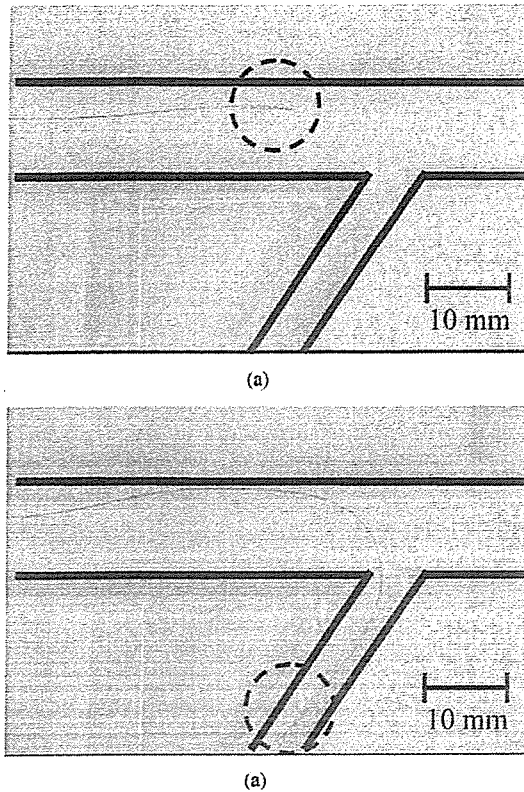


Fig. 6. Photographs of various stages of trailing experiments.

method, we can calculate all forces that the machine receives from the fluid by the calculation of the flow field around the machine. The velocity of the machine was analytically determined when the thrust force equals to the drag that the machine received from the fluid. The analytical and the experimental results for the micromachine with blade angle of  $45^\circ$  were shown in Fig. 7. The analytical result agreed with the experimental one. This result shows that we can use the analytical method to design the micromachine.

## VI. SUMMARY

We fabricated the magnetic micromachine and examined the velocity and the thrust force of it. The blade angle of the machine that produced the largest thrust force was  $45^\circ$ . The micromachine could trail the wire (length 70 mm) and changed its moving direction with trailing the wire. Since the 3-D analytical

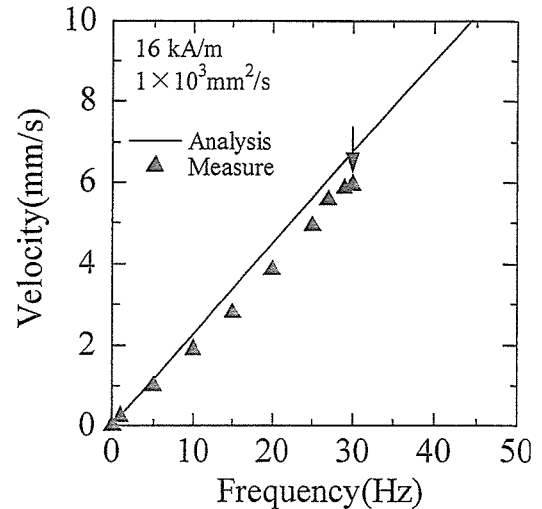


Fig. 7. Relationship between frequency and velocity of the experimental and the analytical results.

result agreed with the experimental one, we can use the analytical method to design the micromachine. According to these results, it was found that the magnetic micromachine had a great possibility for trailing medical equipments such as catheters or guide wires.

## REFERENCES

- [1] J. Driller, W. Casarella, T. Asch, and S. K. Hilal, "The POD bronchial catheter," *IEEE Trans Magns*, vol. MAG-6, no. 2, pp. 353–355, 1970.
- [2] H. Tillander, "Selective angiography with a catheter guided by a magnet," *IEEE Trans Magn*, vol. MAG-6, no. 2, pp. 355–358, 1970.
- [3] Y. Haga and M. Esashi, "Small diameter active catheter using shape memory alloy coils," *Trans. Inst. Electr. Eng. Jpn.*, vol. 120, pp. 509–514, 2000.
- [4] K. Ishiyama, M. Sendoh, A. Yamazaki, and K. I. Arai, "Swimming micro-machines driven by magnetic torque," *Sens. Actuators*, vol. A 91, pp. 141–144, 2001.
- [5] M. Sendoh, N. Ajiro, K. Ishiyama, M. Inoue, T. Hayase, and K. I. Arai, "Analysis of swimming properties and design of spiral magnetic micro-machine," *J. Robot. Mechatron*, vol. 12, pp. 165–171, 2000.
- [6] M. Sendoh, A. Yamazaki, K. Ishiyama, K. I. Arai, and T. Inoue, "Wireless controlling of the swimming direction of the spiral-type magnetic micro-machines," *Trans. Inst. Electr. Eng. Jpn.*, vol. 120-A, pp. 301–306, 2000.
- [7] A. Yamazaki, M. Sendoh, K. Ishiyama, T. Hayase, and K. I. Arai, "Analysis of swimming properties of magnetic micro-machine of 0.5 mm in diameter," *J. Magn. Soc. Jpn.*, vol. 26, pp. 645–648, 2002.
- [8] A. Yamazaki, M. Sendoh, K. Ishiyama, K. I. Arai, and T. Hayase, "Three-dimensional analysis of swimming properties of the spiral-type magnetic micro-machine," *Sens. Actuators*, vol. A 105, pp. 103–108, 2003.

Manuscript received February 4, 2005.

# Wireless Magnetic Micromachine of Planar Structure With Magnetic Thin Film

Aya Yamazaki, Masahiko Sendoh, *Member, IEEE*, Kazushi Ishiyama, *Member, IEEE*, and Ken Ichi Arai, *Member, IEEE*

Research Institute of Electrical Communication, Tohoku University, Aoba-ku, Sendai 980-8577, Japan

**Abstract**—Magnetic micromachines are driven by a magnetic field. They require no power supply cables, no batteries, and no controlling systems on the body of the machine. The magnetic micromachine of planar structure was fabricated with magnetic thin film. The size of this micromachine is  $30 \times 60 \times 12 \mu\text{m}$ . The micromachine swam at the rotational frequency of 1–10 Hz in the water with a kinematic viscosity of  $1 \text{ mm}^2/\text{s}$  and a Reynolds number of 0.1–1. The magnetic torque required for rotating the micromachine was very small, and it was clarified that the value could be realized with a magnetic thin film.

**Index Terms**—Magnetic field, magnetic thin film, micromachine, planar structure, propeller shape, Reynolds number.

## I. INTRODUCTION

MAGNETIC micromachines are driven by a magnetic field. They require no power supply cables, no batteries, and no controlling systems on the body of the machine. In previous studies, the swimming properties of spiral-type magnetic micromachines were examined [1]–[3]. These micromachines were composed of a bulk magnet and a spiral structure. They had outer diameters of either 1.5 or 0.8 mm. The magnet in each micromachine was magnetized across the diameter, and the micromachine rotated in synch with the rotating external magnetic field. The micromachine moved in the direction perpendicular to the rotating external magnetic field; the micromachine's direction of movement could be manipulated by controlling the direction of the field [4].

The size of the magnetic micromachine with bulk magnet cannot be easily reduced to several micrometers. However, by using magnetic thin film, the size of magnetic micromachines can be reduced to several micrometers. When the micromachine is several micrometers in size, the volume of the magnet that will load the micromachine decreases by the third power of the size of the machine. As the volume of the magnet decreases, the magnetic moment decreases also, and so does the magnetic torque. Therefore, it is necessary to examine the possibility of the drive of the magnetic micromachine with the size of several micrometers. At this size, they can be produced using fine processing technology. For the process, it is necessary to make the magnetic micromachine planar. Moreover, the Reynolds number becomes small by the miniaturization of the machine. The Reynolds number (the ratio of inertial force to viscous force) is an important parameter for discussions of flow, and it is given by [5]

$$\text{Re} = \frac{LU}{\nu} \quad (1)$$

where

- $L$  characteristic linear dimension of the body;
- $U$  representative velocity;
- $\nu$  kinematic viscosity.

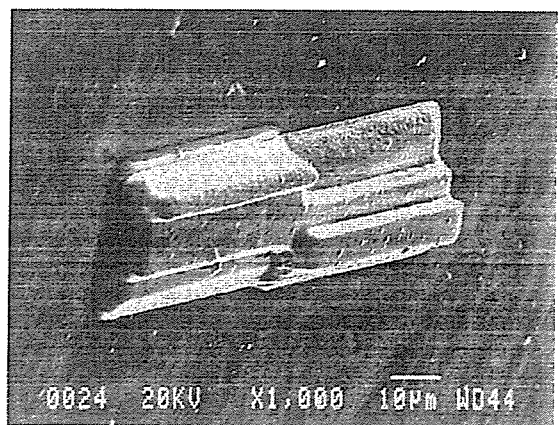


Fig. 1. SEM photograph of the magnetic micromachine of planar structure.

Therefore, the magnetic micromachine needs to swim under a low Reynolds number condition.

In a previous study, the planar-type magnetic micromachine of millimeter size was fabricated with bulk magnet [6]. It was confirmed that this micromachine could swim under low Reynolds number ( $10^{-3} < \text{Re} < 1$ ), and the micromachine of planar structure was applicable for the miniaturization.

In this paper, the planar-type magnetic micromachine was fabricated with magnetic thin film. The performance of the planar-type magnetic micromachine with magnetic thin film was examined.

## II. MAGNETIC MICROMACHINE OF PLANAR STRUCTURE

Fig. 1 is a scanning electron microscope (SEM) photograph of the magnetic micromachine of planar structure. This micromachine is composed of Cu, Ti, and SmCo films. The machine is shaped like a propeller. The film is piled up in a step pattern by using the film with a different width, and the slope is made. The number of layers is three. The widths of the first, second, third layers are 30, 20, and  $10 \mu\text{m}$ , respectively, and the thickness of each layer is  $4 \mu\text{m}$ . The micromachine has a length of  $60 \mu\text{m}$ , a width of  $30 \mu\text{m}$ , and a thickness of  $12 \mu\text{m}$ . Fig. 2 shows the fabrication process of the magnetic micromachine of planar structure. The glass substrate was used for the process. In (a), Al film was deposited by radio frequency (RF)



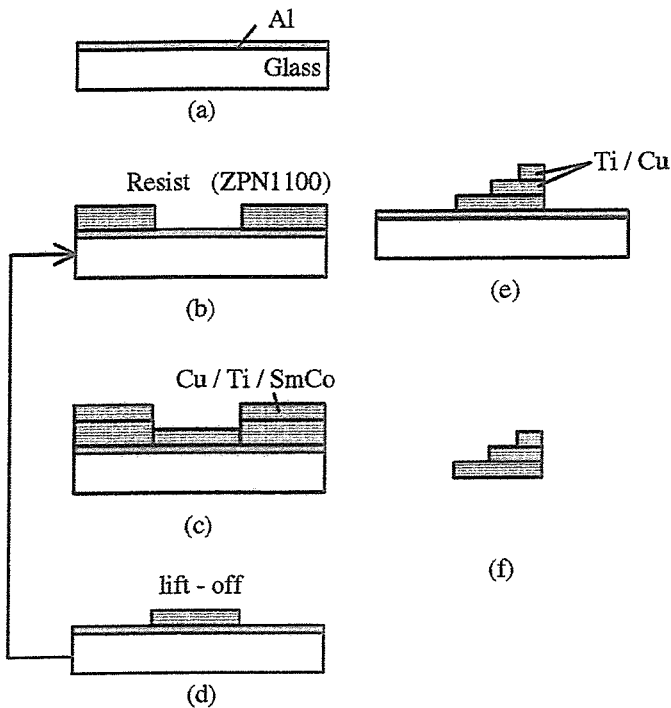


Fig. 2. Fabrication process. (a) Al film was deposited by RF sputtering. (b) Photoresist (ZPN1100) was spin coated on a glass substrate and patterned. (c) Cu, Ti, and SmCo films were deposited by RF sputtering. (d) Lift-off process. (e) Second and third layers were deposited by RF sputtering. (f) Al film was etched by KOH.

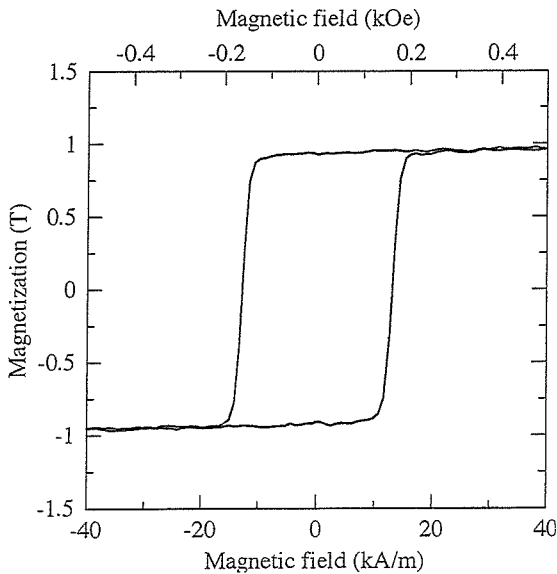


Fig. 3. Magnetic properties of the SmCo magnetic thin film.

sputtering. In (b), the photoresist (ZPN1100) was spin coated on a glass substrate and patterned by photolithography techniques. In (c), Cu, Ti, and SmCo films were deposited by RF sputtering. The thicknesses of the Cu, Ti, and SmCo films were 2, 1, and 1  $\mu\text{m}$ , respectively. In (d), the films were formed by using the lift-off process. Here, the first layer was made. The second and third layers were made from doing (b) to (d) repeatedly. In (e), the second and third layers used Cu of 3  $\mu\text{m}$  thickness and Ti of 1  $\mu\text{m}$  thickness. Finally, in (f), Al film was etched by KOH and the micromachine was separated from the substrate. Fig. 3 shows the magnetic properties of the SmCo magnetic thin film.

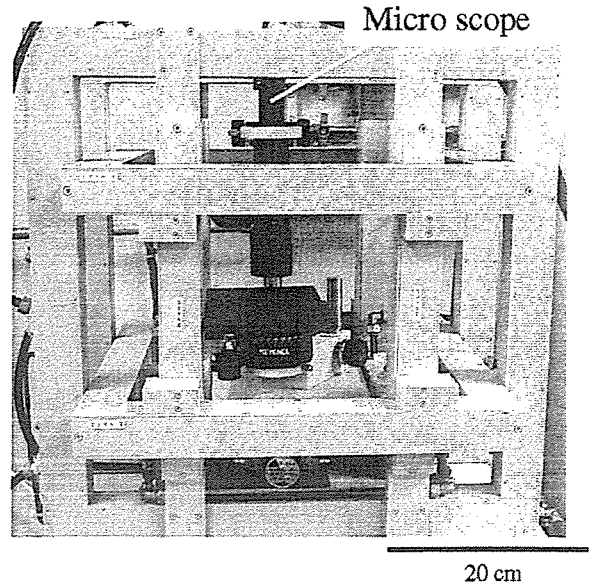


Fig. 4. Photograph of the coils for generating the rotating magnetic field.

The magnetic coercive force was as small as 12.8 kA/m (160 Oe), because the SmCo film had an amorphous structure. However, the residual magnetization was about 0.9 T because of the uniaxial anisotropy.

### III. EXPERIMENT

Fig. 4 shows the photograph of the three Helmholtz coils used for generating the rotating magnetic field. To observe the micromachine, the microscope was set in the coils. A container with the micromachine and the liquid was set under the microscope. Fig. 5 shows a schematic view of the direction of the rotation and the direction of the locomotion. As the magnet was magnetized parallel with the length direction of the propeller shape of the machine, the machine rotated in synch with the rotating external magnetic field and swam. The magnet used for the experiment had a residual magnetization of 0.9 T, and the strength of the applied magnetic field was 1.6 kA/m (20 Oe) and 8 kA/m (100 Oe). The maximum magnetic torque was calculated as  $5 \times 10^{-12}$  and  $2.5 \times 10^{-11}$  Nm, respectively. The experiment of the magnetic micromachine with the thin film was carried out in the liquid with a kinematic viscosity of 1 (water) and 5 (silicone oil)  $\text{mm}^2/\text{s}$ . The micromachine could swim by the rotating external magnetic field as shown in Fig. 6. The frequency of the rotating external magnetic field was 1–10 Hz, and the Reynolds number of this swimming condition was 0.1–1.

The load torque is generated by the rotation of the micromachine between the fluid and the micromachine. When the load torque is larger than the magnetic torque, the micromachine cannot rotate. The load torque is given by [5]

$$\begin{aligned} LT &= SF D \\ &= \tau A D \\ &= \mu \nu A D \end{aligned} \quad (2)$$

where

- LT Load torque [N m];
- SF Shearing force [N];
- D Distance from the rotation center [m];



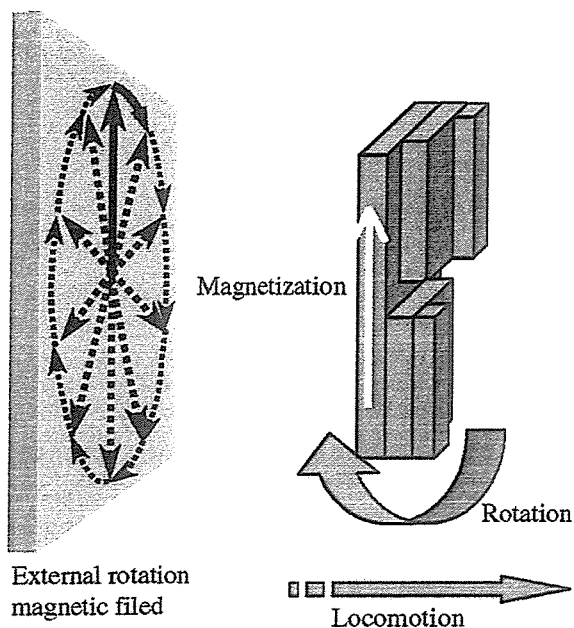


Fig. 5. Schematic view of the direction of the rotation and the direction of the locomotion.

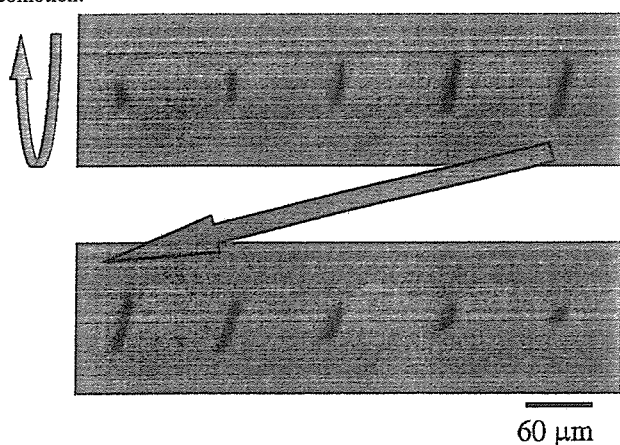


Fig. 6. Photograph of the swimming micromachine.

$\tau$	Shearing stress [ $\text{N}/\text{m}^2$ ];
$A$	Area [ $\text{m}^2$ ];
$\mu$	Coefficient of viscosity [ $\text{N s}/\text{m}^2$ ];
$V$	Rate of shearing deformation [ $1/\text{s}$ ].

The value of the load torque that the micromachine received from the fluid can be calculated as the product of the shearing force and the distance from the center of rotation. The load torque is proportional to the coefficient of viscosity and to the third power of the size of the micromachine. The load torque decreases by the third power of the size because of a decrease in the size of the micromachine. The magnetic torque also decreases by the third power of the machine size. Therefore, the miniaturized magnetic micromachine with a magnetic thin film can rotate and swim.

#### IV. SUMMARY

The magnetic micromachine of planar structure was fabricated with magnetic thin film. It was demonstrated that the magnetic micromachine of planar structure could swim wirelessly. In addition, the magnetic torque was  $5 \times 10^{-12}$  Nm at the applied magnetic field of 1.6 kA/m (20 Oe). The magnetic torque required for rotating the micromachine was very small, and it was clarified that the value could be realized with a magnetic thin film.

#### REFERENCES

- [1] M. Sendoh, N. Ajiro, K. Ishiyama, M. Inoue, T. Hayase, and K. I. Arai, "Analysis of swimming properties and design of spiral magnetic micro-machine," *J. Robot. Mechatronics*, vol. 12, no. 2, pp. 165–171, 2000.
- [2] K. Ishiyama, M. Sendoh, A. Yamazaki, and K. I. Arai, "Swimming micro-machines driven by magnetic torque," *Sens. Actuators, A, Phys.*, vol. 91, no. 1–2, pp. 141–144, 2001.
- [3] A. Yamazaki, M. Sendoh, K. Ishiyama, T. Hayase, and K. I. Arai, "Analysis of swimming properties of magnetic micro-machine of 0.5 mm in diameter," *J. Magn. Soc. Jpn.*, vol. 26, no. 4, pp. 645–648, 2002.
- [4] M. Sendoh, A. Yamazaki, K. Ishiyama, K. I. Arai, and T. Inoue, "Wireless controlling of the swimming direction of the spiral-type magnetic micro-machines," *IEE Trans. Jpn.*, vol. 120-A, no. 3, pp. 301–306, 2000.
- [5] T. Ikui and M. Inoue, *Dynamics of Viscous Fluid*. Tokyo, Japan: Rikogakusha, 1978, p. 4.
- [6] A. Yamazaki, M. Sendoh, K. Ishiyama, K. Morooka, and K. I. Arai, "Fabrication of magnetic micro-machine of planar structure," *J. Magn. Soc. Jpn.*, vol. 29, no. 2, pp. 157–160, 2005.

## 平面型構造の磁気マイクロマシンの試作

## Fabrication of Magnetic Micro-Machine of Planar Structure

山崎彩・仙道雅彦・石山和志・師岡ケイ子・荒井賢一

東北大学電気通信研究所、仙台市青葉区片平2-1-1 (〒980-8577)

A. Yamazaki, M. Sendoh, K. Ishiyama, K. Morooka, and K. I. Arai

Research Institute of Electrical Communication, Tohoku University, 2-1-1 Katahira, Aoba-ku, Sendai 980-8577, Japan

Magnetic micro-machines are driven by a magnetic field. They require no power-supply cables, no batteries, and no control systems on the body of the machine. We fabricated a magnetic micro-machine with a planar structure. In the experiment, the micro-machine swam at a speed of 0.1 to 3 mm/s and had Reynolds numbers between  $10^{-3}$  and 1. This result indicates that the shape of this micro-machine is suitable for miniature swimming machines.

Key words: micro-machine, rotating magnetic field, planar structure, Reynolds number

## 1. はじめに

著者らは先の研究において、スパイラル型磁気マイクロマシンの泳動特性について検討を行ってきた<sup>(1)</sup>。磁気マイクロマシンは、バルク磁石とスパイラル形状に加工されたワイヤから構成されている。磁石は直径方向に磁化されているため外部からの回転磁界に同期してマシンは回転し、推進する。磁気マイクロマシンの推進方向は、回転面に対して垂直であるので、回転磁界面の方向を変えることによりマシンの推進方向制御も可能となる<sup>(2)</sup>。このように、磁気力を駆動源とする磁気マイクロマシンは、ワイヤレスに駆動、制御できることから、医療用マイクロマシンや化学分析システム ( $\mu$ TAS, Micro Total Analysis System) 等のマイクロポンプとしての応用が考えられる。著者らはこれまでの研究において、直径 0.5~1.5 mm のマイクロマシンと幅広い粘性の液体を用いて、スパイラル型磁気マイクロマシンが幅広いレイノルズ数条件下 ( $10^{-7} < Re < 10^0$ ) で駆動可能であることを実験と解析から検討を行ってきた<sup>(1)(5)</sup>。流体力学において重用なパラメータであるレイノルズ数を式(1)に示す<sup>(6)</sup>。

$$Re = L U / \nu \quad (1)$$

L: Characteristic linear dimension of the body

U: The representative velocity

$\nu$ : Kinematic viscosity

(1)式より、マシンのサイズが小さくなると、レイノルズ数

は小さくなることがわかる。例えば、鞭毛推進をする微生物の泳動をレイノルズ数で表すと、 $10^{-6}$ ~ $10^{-2}$ である<sup>(7)</sup>。

磁気マイクロマシンをさらに小さく数十  $\mu$ m にまで小型化を考えた際、バルク磁石を用いた磁気マイクロマシンをそのまま小型化することは困難である。従って、バルク磁石に代わって、薄膜磁石を使用した磁気マイクロマシンの実現が必要である。磁気マイクロマシンの駆動源である磁気トルクは(2)式で表される。

$$T = M H \sin \theta \quad (2)$$

T: Magnetic torque

M: Magnetization

H: External magnetic field

$\theta$ : Phase difference between M and H

マシンの小型化に伴い、マシンに搭載可能な磁石の体積はマシンサイズの3乗で減少する。磁石体積の大幅な減少に伴い、磁気モーメントは大幅に減少し、磁気トルクも減少する。従って、薄膜磁石による磁気マイクロマシンの駆動の可能性について検討を行う必要がある。また、マシンの小型化によりマシンの泳動環境を表すレイノルズ数は小さくなる。従って、磁気マイクロマシンは低レイノルズ数条件下での駆動が必要となる。

一方、小型化した磁気マイクロマシンの作製方法は、微細加工技術を用いることが考えられる。従って、マシン構造として平面的な構造の磁気マイクロマシンについて検討を行う必要がある。

本研究では、ミリサイズの磁気マイクロマシンと高粘度の液体を用いて、低レイノルズ数条件下で駆動する平面型構造の磁気マイクロマシンについて検討を行った。実験結果を踏まえて、マシンサイズを小型化した際に必要な磁気トルクの見積もりを行い、薄膜磁石での駆動の可能性について検討を行った。

## 2. 磁気マイクロマシン

Fig. 1 に試作した平面型磁気マイクロマシンの写真を示す。このマイクロマシンは、SmFeN 磁石 ( $\phi$  1.2  $\times$  0.55 mm) とプラスチック板 (厚さ; 0.2 mm, 幅; 0.2, 0.8, 1 mm) から構成されている。3種類の幅のプラスチック板は磁石の

周りに階段状に並べられ、傾斜が磁石を挟んで逆方向となるように配置されている。マイクロマシンの厚さは0.6 mmであり、マシン全体の長さLは3 ~ 10 mmとした。磁石の磁化方向は、Fig. 2(a)に示すように、マシンの長手方向である。外部から回転磁界を印加すると磁石が回転し、マシンは Fig. 2(b)に示すようにマシンの厚さ方向に推進する。実験には、動粘度  $1 \times 10^3 \text{ mm}^2/\text{s}$  のシリコンオイルを使用した。外部から 12 kA/m の回転磁界を印加した。このとき印加磁界強度と磁石の磁気モーメントから計算される磁気トルクは式(2)より与えられる。実験に使用した磁石の残留磁束密度は 0.32 T であり、外部印加磁界強度は 12 kA/m であるので、最大磁気トルクは位相差  $\theta = 90^\circ$  で  $4.8 \text{ } \mu\text{Nm}$  と計算される。

### 3. 実験結果

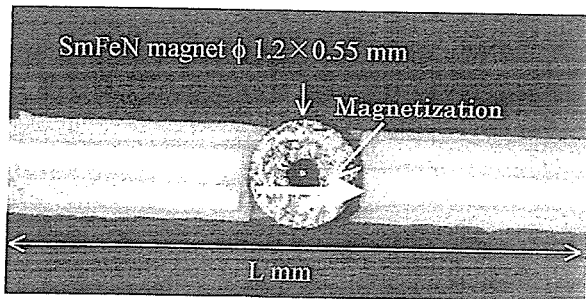
#### 3.1 泳動速度

磁気マイクロマシンの長さLに対する泳動特性の検討を行った。マシンの長さLを3 ~ 10 mmの長さに変化させ、泳動速度の測定を行った。Fig. 2にLに対する周波数と泳動速度の関係を示す。泳動速度は、脱調周波数以下の周波

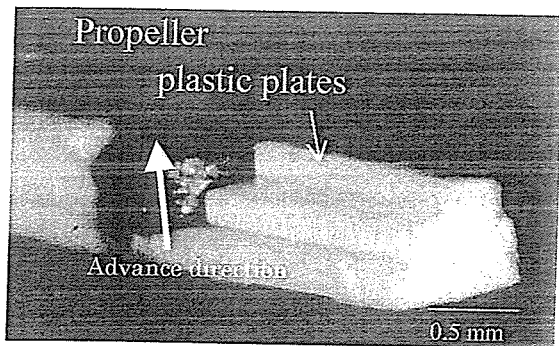
数で測定を行った。脱調周波数では、マシンは回転磁界の同期からはずれ回転できなくなる。実験の結果、すべてのマシンの長さにおいて泳動速度は周波数に比例して増加した。Lの減少に伴い1回転あたりの泳動速度は減少した。これは、Lの減少により、推力が低下したためと考えられる。以上の結果、平面型磁気マイクロマシンは周波数0.5 ~ 12 Hzの範囲で回転し推進することとした。このときのレイノルズ数は  $10^{-3} \sim 1$  となった。

#### 3.2 負荷トルク

マイクロマシンはマシンの回転により流体から負荷トルクを受ける。負荷トルクが磁気トルクを上回ったとき、マイクロマシンは脱調し、回転できなくなる。従って、マシンの大きさと負荷トルクの間関係を調べることが必要である。負荷トルクの値は直接実験で求めることはできないが、脱調周波数では、負荷トルクと外部から印加している磁気トルクが等しくなるので、脱調周波数が小さい時、負荷トルクは大きい。従って、脱調周波数を測定することで、負荷トルクの見積もりを行った。Fig. 3にマシン長さLと脱調周波数の関係を示す。Lの増加により脱調周波数は減少した。これは、Lの増加により、マシン表面積が増加し、マシンが流体から受ける抵抗が大きくなるためであると考えられる。



(a) Top view



(b) side view

Fig. 1 Magnetic micro-machine of plane structure.

### 4. マイクロマシンの小型化

#### 4.1 負荷トルクと磁気トルクの関係

マシンが流体から受ける負荷トルクの主な要素は、マシンの表面に働くせん断応力と回転半径の積である。負荷トルクは式(3)で表される。

$$\begin{aligned} L.T &= S.F \cdot D \\ &= \tau \cdot A \cdot D \\ &= \mu \cdot u \cdot A \cdot D \end{aligned} \quad (3)$$

- L.T: Load torque [N m]
- S.F: Shearing force [N]
- D: Distance from the rotation center [m]
- $\tau$ : Shearing stress [ $\text{N}/\text{m}^2$ ]
- A: Area [ $\text{m}^2$ ]
- $\mu$ : Coefficient of viscosity [ $\text{N s}/\text{m}^2$ ]
- u: Rate of shearing deformation [1/s]

式(3)より負荷トルクは液体の粘性の1乗に比例し、マシンサイズの3乗に比例する。Fig. 4に液体の粘性に対するマシンサイズとトルクの計算結果を示す。破線と一点鎖線がそれぞれ動粘度  $1 \times 10^3$ 、 $1 \text{ mm}^2/\text{s}$  の際の負荷トルクである。実線は、式(2)を用いて求めた磁気トルクであり、磁石の残留磁束密度、印加磁界強度は実験と同じ0.64 T、12 kA/m、周波数は10 Hzとした。この結果より、負荷トルク、

磁気トルクともマシンサイズの3乗で減少するため、マシンサイズを小さくしても駆動可能であることが明らかとなった。また、負荷トルクは粘性の1乗に比例するため、液体の粘性を $10^{-3}$ 倍にすると負荷トルクは $10^{-3}$ 倍小さくなる。従って、マシンサイズを小型化しても駆動可能であり、液体の粘性を小さくすることで、さらに小さい磁気トルクで駆動可能であることが明らかとなった。

次に、流体力学において重要なパラメータであるレイノルズ数を用いた負荷トルクの検討を行った。Fig. 5にレイノルズ数を変えた場合のマシンサイズとトルクの関係の計算結果を示す。計算上、周波数を10 Hzに固定し、液体の動粘度を変化させてレイノルズ数を調整した。実線が磁気トルクであり、破線、一点鎖線がそれぞれレイノルズ数6,  $6 \times 10^{-3}$ の時の負荷トルクである。この結果より、レイノルズ数が小さくなると、負荷トルクは大きくなり、磁気トルクより負荷トルクの傾きが急峻になることが明らかとなった。式(1)より、マシンサイズ  $L$  を $10^{-1}$ 倍とした時、速度  $U$  も $10^{-1}$ 倍となるので、レイノルズ数を一定に保つためには、液体の動粘度  $\nu$  は $10^{-2}$ 倍となる。従って、マシンサイズを $10^{-1}$ 倍にした場合、負荷トルクの値はマシンサイズの3乗、つまり $10^{-3}$ 倍に減少し、さらに、液体の動粘度の減少分として $10^{-2}$ 倍で減少する。従って、合計で、負荷トルクは $10^{-5}$ に比例して減少する。一方、磁気トルクは、マシンサイズの3乗で小さくなるため $10^{-3}$ に比例して減少する。従って、磁気トルクはマシンサイズが小さい場合でも負荷トルクを上回ることができることから、磁気トルクによるマシンの駆動は、低レイノルズ数条件下においても駆動可能であることが明らかとなった。

#### 4.2 磁気トルクの見積もり

磁気マイクロマシンは磁気トルクが負荷トルクを上回っているとき回転できる。従って、負荷トルクを見積もること、マイクロマシンの回転に必要な磁気トルクを見積もることが可能となる。3章の実験から、磁気トルクは $4.8 \mu\text{Nm}$ であるので、マイクロマシンは負荷トルクが $4.8 \mu\text{Nm}$ 以下の場合に回転できる。実験におけるマシンサイズは3 ~ 10 mmであり、液体の動粘度は $1 \times 10^3 \text{ mm}^2/\text{s}$ であった。マシンサイズ、液体の動粘度をそれぞれ $10^{-2}$ 倍、 $10^{-3}$ 倍としたとき、負荷トルクは、式(3)より $4.8 \times 10^{-15} \text{ Nm}$ と見積もられる。外部印加磁界強度が12 kA/m、磁石の残留磁束密度が1 Tの時、磁気トルク $4.8 \times 10^{-15} \text{ Nm}$ を得るのに必要な磁石の体積は $0.48 \mu\text{m}^3$ である。この磁石体積を得るのに必要な磁石薄膜の厚さは1  $\mu\text{m}$ 以下で実現可能となる。従って、数十  $\mu\text{m}$ の平面型磁気マイクロマシンは、薄膜磁石の厚さ1  $\mu\text{m}$ 以下で駆動可能である。

#### 5. まとめ

平面型構造の磁気マイクロマシンを作製した。ミリサイズのマシンと高粘度液体を用いることで、低レイノルズ数条件下での泳動特性の検討を行った。実験の結果、マシン

は、周波数0.5 ~ 1.2 Hzにおいて回転し推進した。このときのレイノルズ数は $10^{-3}$  ~ 1と計算されるので、この平面型構造の磁気マイクロマシンは小型化に適した構造であることが示された。マイクロマシンを数十  $\mu\text{m}$ まで小型化し

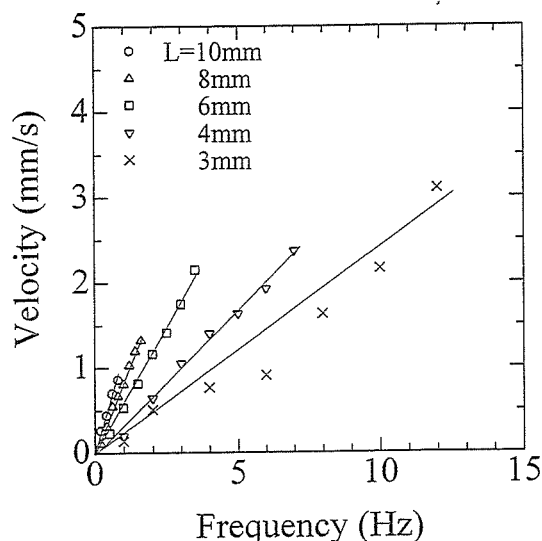


Fig. 2 Relation between frequency and swimming velocity of experimental.

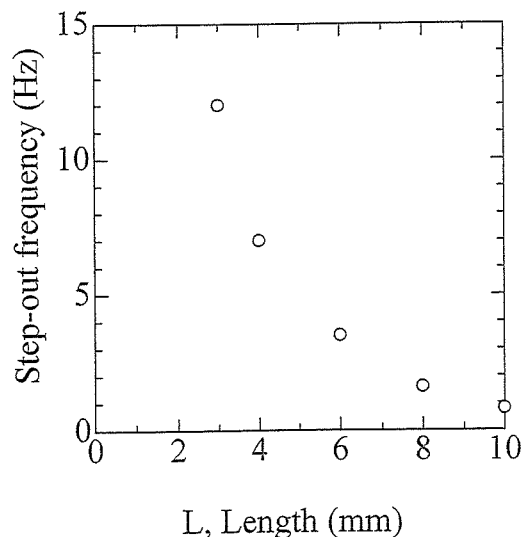


Fig. 3 Relation between step-out frequency and machine size  $L$ .

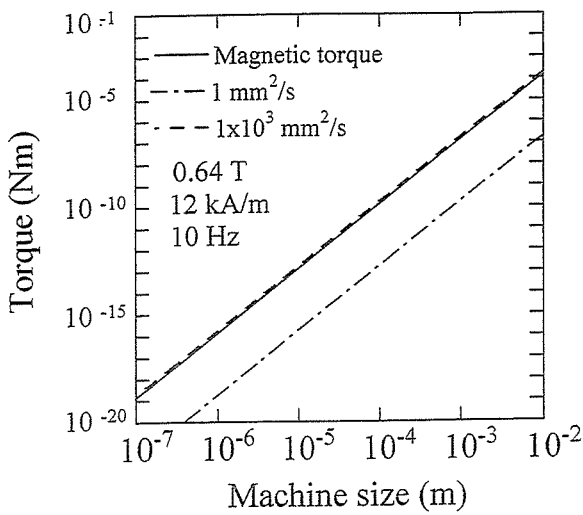


Fig. 4 Relation between torque and machine size (kinematic viscosity).

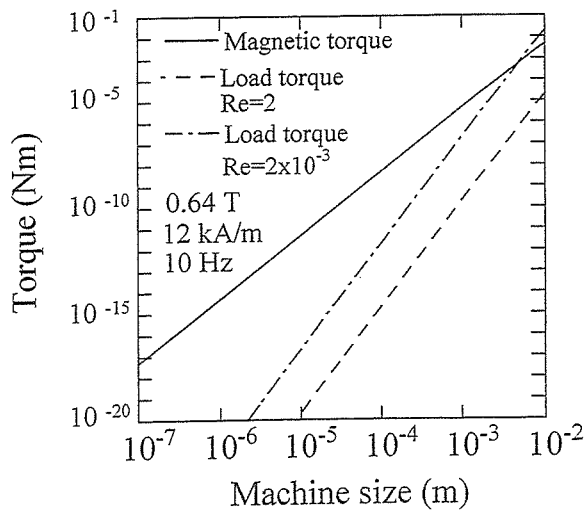


Fig. 5 Relation between torque and machine size (Reynolds number).

た際に泳動に必要な磁気トルクは $4.8 \times 10^{-15}$  Nmであり、この磁気トルクは膜厚 $1 \mu\text{m}$ 以下で実現可能である。

#### 謝辞

本研究の一部は「21世紀COE新世代情報エレクトロニクスシステムの構築」により行ったものです。関係者各位に感謝します。

#### REFERENCES

- [1] M. Sendoh, N. Ajiro, K. Ishiyama, M. Inoue T. Hayase and K. I. Arai, *Journal of Robotics and Mechatronics*, 12, 165-171, (2000).
- [2] M. Sendoh, A. Yamazaki, K. Ishiyama, K. I. Arai, T. Inoue, *Transactions IEE of Japan*, 120-A, 301-306, (2000).
- [3] K. Ishiyama, M. Sendoh, A. Yamazaki, K. I. Arai, *Sensors and Actuators A*, 91, 141-144, (2001).
- [4] A. Yamazaki, M. Sendoh, K. Ishiyama, T. Hayase, K. I. Arai, *Journal of Magnetics Society of Japan*, 27, 645-648, (2002).
- [5] K. Ishiyama, M. Sendoh, A. Yamazaki, M. Inoue, K. I. Arai, *IEEE Transactions on Magnetics*, 37, 2868 - 2870, (2001).
- [6] T. Ikui, M. Inoue, "Dynamics of viscous fluid", Rikogakusha, Tokyo, p. 4, (1978).
- [7] T. Kambe, *Journal of Physical Society of Japan*, 33, 484, (1978).

2004年10月 8日受理, 2004年12月14日採録

# スパイラル型磁気マイクロマシンを用いたマイクロポンプ

## Micropump with a Spiral-Type Magnetic Micromachine

久富伸一・山崎彩・仙道雅彦・石山和志・荒井賢一

東北大学電気通信研究所, 仙台市青葉区片平 2-1-1 (〒980-8577)

S. Hisatomi, A. Yamazaki, M. Sendoh, K. Ishiyama, and K. I. Arai

Research Institute of Electrical Communication, Tohoku University, 2-1-1 Katahira, Aoba-ku, Sendai 980-8577, Japan

A micropump with a spiral-type magnetic micromachine was fabricated. The magnetic micromachine was composed of a permanent magnet and a spiral coil. When a rotating magnetic field was applied, the machine rotated and produced a thrust force in a liquid. However, the machine remained still and pumped the liquid at the point of equilibrium between the thrust force and a force created by the field gradient. We experimentally examined the basic properties of the pump, such as the flow rate and pressure. As a result, we found that the latter two properties can be controlled by adjusting the frequency of the rotating magnetic field. The pump was able to produce a maximum pressure of 116 Pa and a flow rate of several ml/min.

**Key Words:** spiral-type magnetic micromachine, micropump, magnetic field, magnetic field gradient, pressure, flow rate

### 1. はじめに

微量の流体を定量的に送液するポンプとしてマイクロポンプがある。近年、マイクロポンプの開発が盛んに行われており、圧電素子<sup>1)</sup>や形状記憶合金<sup>2)</sup>を用いたダイヤフラムを駆動源として送液を行うマイクロポンプが研究の主流となっている。このようなマイクロポンプの一般的なスペックとしては、サイズが1~2 cm<sup>3</sup>, 最大流量が1~2 ml, 最大圧力が100~200 kPa程度であり、大圧力, 大流量を望めるといった利点があるが, 可動部があるため構造が複雑になり小型化には不利であることや, 脈動が生じてしまうことが欠点となっている。

マイクロポンプの応用例の一つとして,  $\mu$ TAS(Micro Total Analysis System)の送液システムが期待されている。 $\mu$ TASとは微小空間内で微量のサンプルの分離, 反応, 検出までを一括して行うもので, DNA分析や血液分析な

どに使用されている。現在実用化されている $\mu$ TASにおいて, 前述のポンプには先ほど述べたような欠点があるため使われず, 電気泳動を用いて幅0.1 mm, 深さ0.05 mm程度の流路における送液を行っている<sup>3)</sup>。しかし電気泳動による送液は, 構造が単純であるという長所がある一方で, 定量性に欠けるという短所があるため, 定量性が必要となる免疫反応や生化学反応においては, マイクロポンプによる定量的な送液が必要となってくる。

このように $\mu$ TASにマイクロポンプを使用するには微小流路での使用を考えサイズが小型であるということ, さらに一度使用したポンプには不純物が残っている可能性があるため使い捨て可能であるということが必要な条件となる。この条件において著者らは磁気マイクロマシンを用いたマイクロポンプの使用を考えている。Fig. 1に磁気マイクロマシンの概略図を示す。磁気マイクロマシンは直径方向に磁化された円柱状の永久磁石とらせん構造に加工されたワイヤから成り立っている。マシン軸に垂直な面の回転磁界を印加することによってマシンは回転し推進する<sup>4)</sup>。この磁気マイクロマシンを用いたマイクロポンプは, 外部磁界を印加することによりマシンをワイヤレスに駆動でき, 駆動部と回転磁界発生部が異なることから駆動部の使い捨ても可能である。さらに構造が単純なことから小型化も可能であり, 周波数によって定量的に送液することも可能である。これらのことから磁気マイクロマシンを用いたマイクロポンプは前述のマイク

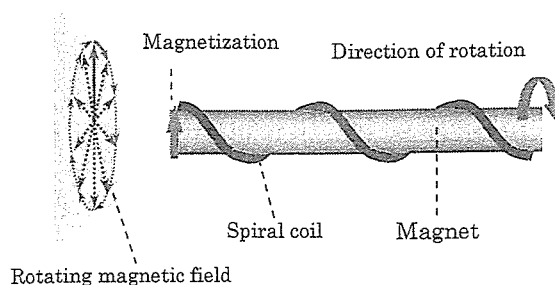


Fig. 1 Schematic view of the magnetic micromachine.

ロポンプや電気泳動による送液方法の短所を補うことができ、さらに $\mu$ TAS に使用する際の条件も満たしているといえる。

著者らはすでに、磁気マイクロマシンを用いて周波数により圧力制御可能なポンプの試作についての報告を行っている<sup>9)</sup>。本研究では磁気マイクロマシンを用いたポンプを試作し、その圧力・流量特性の評価を目的として検討を行った。

## 2. 動作原理

Fig. 2 にマイクロポンプの概略図を示す。マイクロポンプは磁気マイクロマシンと回転磁界発生コイルから成り立っている。マシンは図に示すように、流路内に充填されている流体の中に位置している。回転磁界発生コイルは一方のコイルでは  $z$  軸方向に、もう一方のコイルでは  $y$  軸方向に、それぞれ位相を制御した 2 相交流磁界を発生することにより回転磁界をつくっている。コイルによる回転磁界によりマシンが回転し推進しようとするが、コイルによる磁場勾配の力により推進を抑制され、その場で回転しポンプとして動作する。またマシンの推進力、コイルの磁場勾配の力と周波数には式(1)のような関係がある。

$$F_1 = \alpha f (\alpha > 0), F_2 = \beta (\beta > 0)$$

$$\begin{aligned} \text{i) } & F_1 \leq F_2 \text{ (等号条件 } f=f_a) \\ \text{ii) } & F_1 > F_2 \end{aligned} \quad (1)$$

- $F_1$ : マシンの推進力
- $F_2$ : コイルの磁場勾配の力
- $f$ : 周波数
- $f_a$ : 送液できる限界の周波数

$F_1$  は  $f$  に比例して単調に増加するが、 $F_2$  は一定である。よって i) の時は  $F_1$  より  $F_2$  が小さいまたは等しいためマシンはその場で回転し送液を行うが、ii) の時は周波数が  $f_a$  を超えると  $F_1$  が  $F_2$  を上まわり、コイル外へマシンが脱するため送液できなくなる。

Fig. 3 に今回実験で使用した磁気マイクロマシンを示す。永久磁石には直径 0.5 mm、長さ 10 mm の NdFeB 磁石を用いている。らせん構造は直径 0.25 mm のタングステンワイヤを 45 度の傾きで磁石に巻きつけることにより形成している。これよりマイクロマシンのサイズは直径 1.0 mm、長さ 10 mm となっている。回転磁界発生コイルは直径 1.0 mm の銅線を約 50 巻きにし、平均直径が約 50 mm とした。また流路には内径 1.59 mm のシリコンチューブを、流体には動粘度 10 mm<sup>2</sup>/s のシリコンオイル

を用いている。

## 3. 圧力-流量特性

### 3.1 実験方法

ポンプの基礎特性である圧力-流量特性の評価を目的として実験を行った。まず今回試作したマイクロポンプに関するパラメータについて説明する。今回の実験において、マシン形状(直径 1.0 mm、長さ 10 mm)、流路直径(1.59 mm)、磁界強度(1.6 kA/m)、流体の動粘度(10 mm<sup>2</sup>/s)は固定している。また Fig. 4 において、回転周波数  $f$  と、流体が流路に充填されている長さ(流路長さ)  $L$  を変えることによって流量が変化し、さらに流路の出口と入口の高低差  $h$  を変えることによって負荷圧力が変化

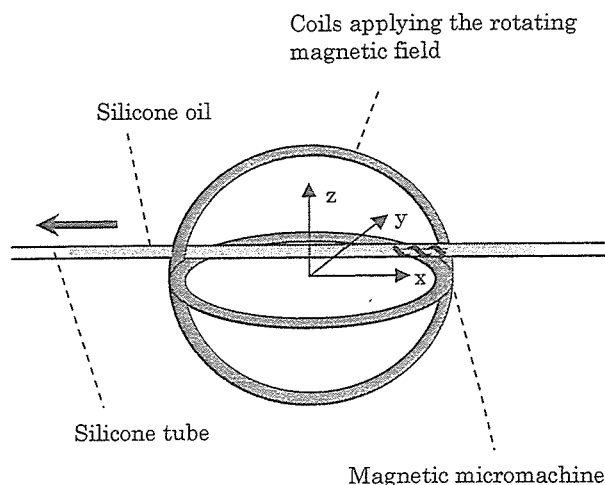


Fig. 2 Schematic view of the micropump.

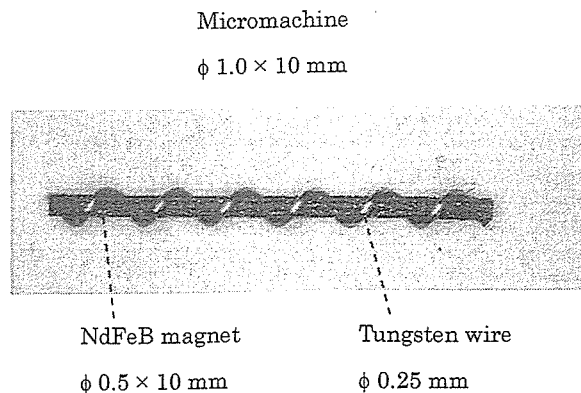


Fig. 3 Photograph of the spiral-type magnetic micromachine.



する。よって本実験では、 $f$ ,  $L$ ,  $h$ を変化させることにより負荷圧力と流量の関係を求めた。流量は、単位時間当たりに移動するシリコンオイルの移動距離とシリコンチューブの断面積との積より求めている。

### 3.2 負荷圧力 0 Pa 時の流量実験

負荷圧力が 0 Pa における流量の検討をおこなった。Fig. 5 に  $L$  を 90 cm に固定した時における双方向の周波数と流量の特性を示す。逆方向へは順方向における回転磁界の回転方向を反転させることにより送液を行った。今回の実験条件において、周波数の上限はマシンの推力がコイルの磁場勾配による力より大きくなる 103 Hz となっている。実験の結果、順方向と逆方向の流量は等しくなり、流量は周波数に比例して増加した。これによりこのポンプは双方向性を有することが分かる。

Fig. 6 に周波数を変化させた時の  $L$  と流量の特性を示す。 $L$  を変化させると流体と流路の接面の全摩擦量が変化し、それによって流量も変化することから、 $L$  の変化による流量を測定した。 $L$  は実験系の都合上 30 cm 以上で測定した。単位時間当たりの流量は  $L$  の増加に伴い減少した。これは  $L$  が長くなるほど流路と流体の接面の摩擦が大きくなるため流量が小さくなり、 $L$  が短いほど摩擦が小さくなるため流量が大きくなるためである。また本来マイクロポンプは、 $L$  が 30 cm のような長い距離における送液は想定していないので、今回の実験条件下で、実際のマイクロポンプで使用されている  $L$  が数 cm 程度での流量を測定したと仮定すると、Fig. 6 の最大周波数である 103 Hz の流量の推移、及び  $L$  が小さくなるほどチューブとオイルの接面での摩擦が小さくなり流量が大きくなるということから毎分数 ml 程度の流量が期待できる。

### 3.3 負荷圧力可変時の流量実験

負荷圧力を変化させた場合の圧力と流量の関係を検討した。Fig. 7 に  $L$  を 90 cm に固定し、周波数を変化させた時の圧力と流量の特性を示す。流量は圧力に対して直線的に変化した。また周波数を上げることにより圧力と流量は大きくなり、いずれの周波数でも直線的になった。本来、ポンプにおける圧力と流量の関係は、圧力変化に伴う流量変化が小さいものを理想としている。圧力と流量の関係はマシン形状や、流路とマシンサイズの関係により変化すると予想されるので、今後形状の最適化に関する検討が必要であるといえる。

次に Fig. 8 に周波数を 103 Hz に固定し、 $L$  を変化させた時の圧力と流量の特性を示す。流量が 0  $\mu\text{l}$  の時  $L$  の長さに関係なく圧力は同じ値になり、116 Pa となった。この図からも分かるように  $L$  が短くなるにつれて摩擦も小

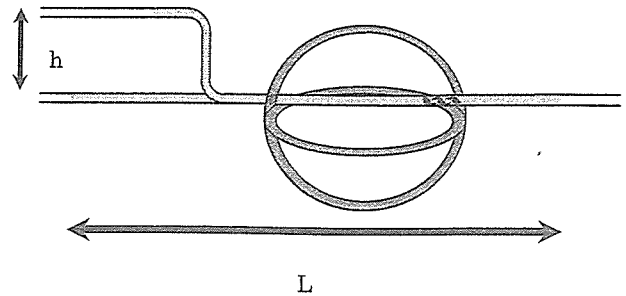


Fig. 4 Main parameters of the micropump.

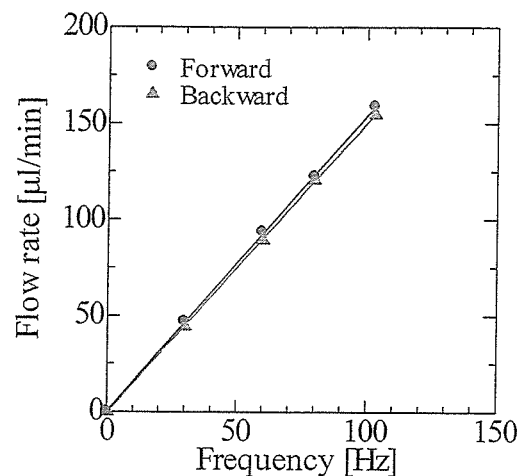


Fig. 5 Relation between frequency and flow rate in the forward and backward directions.

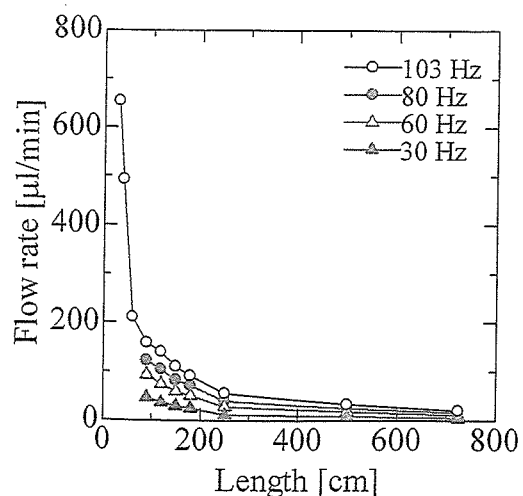


Fig. 6 Relation between  $L$  and flow rate when the frequency is changed.

さくなり傾きは急峻になった。

#### 4. まとめ

実験より磁気マイクロマシンを用いたマイクロポンプの基礎特性を明らかにした。基礎特性としては、圧力と流量の関係、及び流路長さと流量の関係を定量的に明らかにした。またその特性の結果より、流路長さが数 cm 程度なら毎分数 ml の流量が望めることが分かった。

このポンプの $\mu$ TAS への応用に関しては、圧電駆動型ポンプや SMA 駆動型ポンプと比べ、電気的な接点なしで、外部磁界によりワイヤレスに流体を送液できるという点や、電気泳動に求められる定量送液を周波数制御により可能としている点においてきわめて有利であると考えられる。

今後の課題としては、マシンのらせんに用いているワイヤの太さやらせんの角度といったらせん構造、及び流路とマシンサイズの関係についての検討を行うと共に、マシンの小型化に関する検討を行う。さらに回転磁界発生コイルの小型化の検討を行い、Fig. 9 のように回転磁界発生コイルを搭載しているステージ上に流路とマシンを搭載した基盤を乗せ、回転磁界を発生させることによりマシンを回転させ送液を行うといった、使い捨て可能なポンプのシステムに関する検討も行う予定である。

#### References

- 1) S. Yokota, J.-H. Park, K. Yoshida: *Fluid Power System*, 30, 502-507 (1999).
- 2) S. Yokota, K. Yoshida, T. Okayasu, T. Kawaue, Y. Otubo, K. Edamura: *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers C*, 66, 3516-3522 (2000).
- 3) H. Watanabe, H. Izutu, K. Watanabe: *Hitachi Chemical Technical Report*, NO.40, 29-32 (2003)
- 4) M. Sendoh, K. Isiyama, Y. Suda, and K. I. Arai: *Journal Magnetic Society of Japan. Soc. Jpn.*, 27, 138-141 (2003).
- 5) A. Yamazaki, M. Sendoh, K. Isiyama, K. I. Arai, T. Hayase: *IEEE TRANSACTIONS ON MAGNETICS*, 39, 3289-3291 (2003).

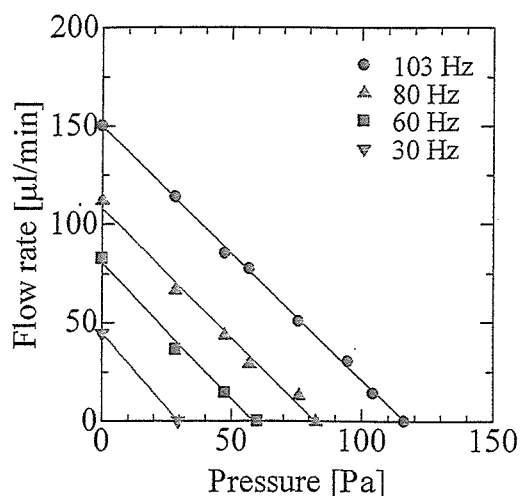


Fig. 7 Relation between pressure and flow rate when the frequency is changed.

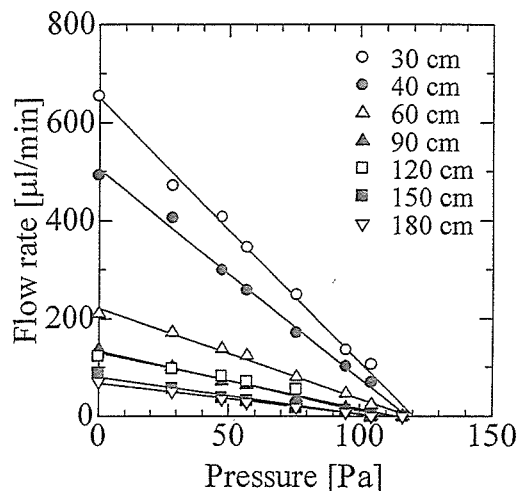


Fig. 8 Relation between pressure and flow rate when L is changed.

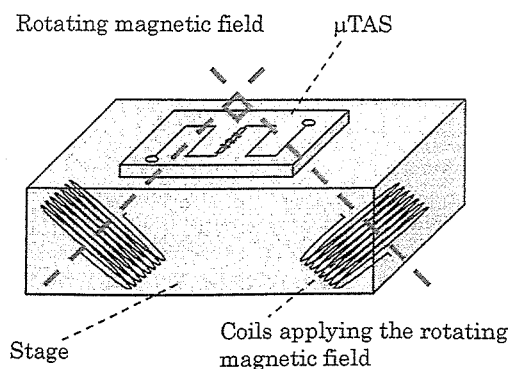


Fig. 9 Disposable micropump.

2004年10月6日受理, 2004年12月14日採録

# ワイヤを牽引する磁気マイクロマシンの試作

## Fabrication of a Magnetic Micromachine Trailing a Wire

菊地健司, 山崎 彩, 仙道雅彦, 石山和志, 荒井賢一

東北大学電気通信研究所, 仙台市青葉区片平 2-1-1 (〒980-8577)

K. Kikuchi, A. Yamazaki, M. Sendoh, K. Ishiyama, and K. I. Arai

Research Institute of Electrical Communication, Tohoku University, 2-1-1 Katahira Aoba-ku, Sendai 980-8577, Japan

A magnetic micromachine capable of trailing a wire was fabricated. The micromachine was constructed of a permanent magnet, a copper tube, and a spiral shape made from a tungsten wire. The magnet was magnetized in the direction of its diameter. When a rotational magnetic field was applied, the machine rotated and moved in silicone oil. Experiments showed that a spiral shape produced the largest thrust force. The micromachine was able to trail a wire in a small waterway created to simulate a blood vessel. These results show that the micromachine has great potential for navigating medical catheters.

Key words: magnetic micromachine, catheter, spiral structure, rotational magnetic field

### 1. はじめに

カテーテルを利用した脳血管内治療は、従来の開頭手術に変わる治療法として注目されている。しかしながら、いくつもの枝分かれした血管内に医師の押し込みだけでカテーテルを挿入するため、血管の形状や医師の技術などにより、医療事故が生じたり、目的の部位まで到達不可能なケースが生じたりする可能性もある。そのため、カテーテルを誘導・牽引できる機能が求められている。現在, Hagaらによって形状記憶合金を用いて先端の屈曲を制御する能動カテーテルが提案されているが<sup>1)</sup>, カテーテル誘導・牽引の検討例はほとんどない。

我々は先の研究においてスパイラル型磁気マイクロマシンの研究を行ってきた<sup>2)</sup>。この磁気マイクロマシンは、らせん形状に加工したワイヤと永久磁石から構成されていることが特徴である (Fig. 1)。搭載している磁石が直径方向に磁化されているため、外部から印加される回転磁界に同期してマシンは回転する。この磁石の回転が、らせん部分で推力に変換され、磁気マイクロマシンは推進する。したがって、磁気マイクロマシンは電源を搭載せず、ワイヤレスでエネルギー供給が可能であり、また、回転磁界面を3次元的に方向制御することにより、磁気マイクロマシンの推進方向制御をワイヤレスで行うこと

が可能となる<sup>3)</sup>。このように、磁気マイクロマシンはワイヤレスで駆動制御可能であることから、生体内で仕事を行う医療マイクロマシンとして極めて魅力あるものといえる。マイクロマシンの医療応用を考える際、血管中での駆動はきわめて重要であることから、その駆動方法として泳動機構の検討は必要不可欠である。我々は先の研究において、マシン直径が0.1~1.5 mmの磁気マイクロマシンについて、幅広い粘性の液体を用いて実験と解析から泳動特性の検討を行った<sup>4)~7)</sup>。その結果、レイノルズ数が $10^{-7}$ ~ $10^3$ と幅広い条件下において駆動可能であることを確認し、スパイラル構造が小型化に適した構造であることを示してきた。これにより、マシンの小型化が必要である血管内を泳動環境と想定した場合にも適応可能であると考えられる。

この磁気マイクロマシンをカテーテル先端部に取り付けることにより、カテーテルを誘導・牽引することが可能となり、より低侵襲な医療の実現が可能であると考えられる。そこで本研究では、ワイヤを牽引可能な磁気マイクロマシンの試作を行い、速度測定・推力測定実験ならびに牽引実験を行ったので報告する。

### 2. らせん形状に関する検討

#### 2.1 素子構成

Fig. 2 に試作した磁気マイクロマシンの外観写真を示す。このマシンは胴体部が筒状になっており、空洞にワイヤを通すことが可能となっている。使用した永久磁石は外径 0.38 mm, 内径 0.15 mm, 長さ 0.55 mm の筒状

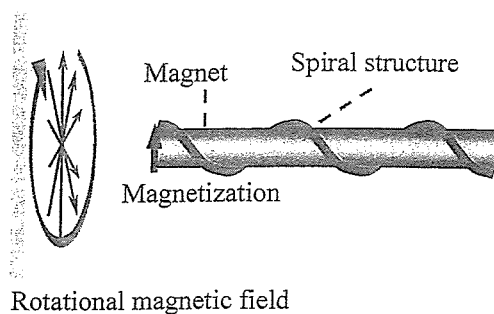


Fig. 1 Schematic view of the magnetic micromachine.

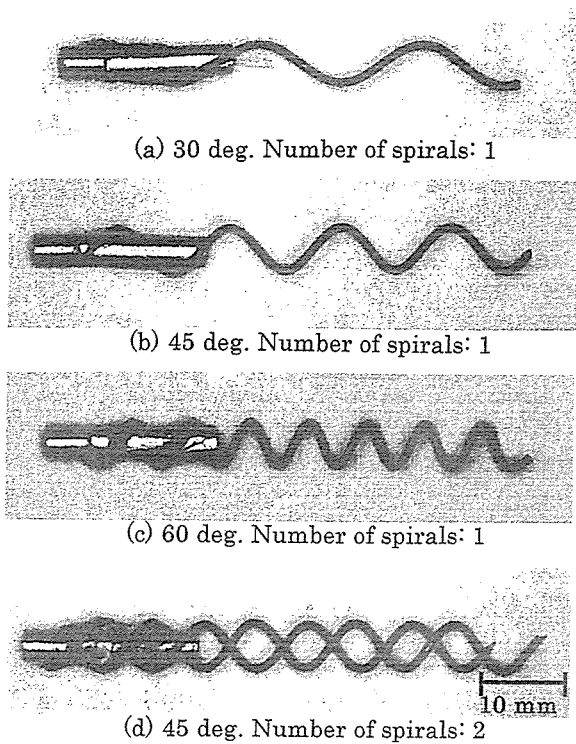


Fig. 2 Photographs of the fabricated micromachines.

の SmCo 磁石で、この SmCo 磁石に筒状の銅管 ( $\phi 0.35(0.15) \text{ mm} \times 1.45 \text{ mm}$ ) を接着し、胴体部を 2 mm とした。この胴体部にタングステン線 ( $\phi 0.1 \text{ mm}$ ) をらせん状に取り付け、マシン長さを 5.55 mm とした。本実験では、らせん構造の異なる 4 種類の磁気マイクロマシンを試作した。試作したらせん構造は、らせん条数 1 のらせん角度  $30^\circ$   $45^\circ$   $60^\circ$ 、らせん条数 2 のらせん角度  $45^\circ$  である。

## 2.2 泳動速度測定

直径が 16 mm、長さが 150 mm の試験管内を動粘度  $1 \times 10^3 \text{ mm}^2/\text{s}$  のシリコンオイルで満たし、この中に作成したマシンを入れ泳動速度の測定を行った。試験管は回転磁界発生用 2 軸ヘルムホルツコイルに入れ、回転周波数を変えることにより周波数と泳動速度の関係を測定した。ここで回転磁界の磁界強度は 16 kA/m である。

マシンのらせん角度・らせん条数に対する泳動速度の関係を Fig. 3 に示す。測定は脱調周波数(図中の矢印)まで行い、それぞれのプロットで 3 回以上測定し、平均値を図中に示している。ここで、脱調周波数とはマシンが流体から受ける負荷トルクが磁気トルクを上回り、マシンが回転の同期から外れるときの周波数である。実験の結果、泳動速度は周波数に比例して増加することが明らかとなった。その比例定数はらせん角度  $45^\circ$ ・らせん条数 1 のマシンが大きいにもかかわらず、最大速度は負荷

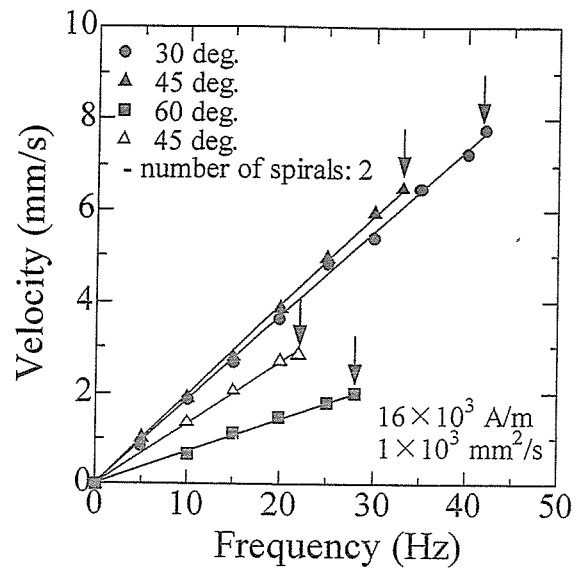


Fig. 3 Relationship between frequency and velocity.

トルクが小さく脱調周波数の高いらせん角度  $30^\circ$ ・らせん条数 1 のマシンの方が大きく、7.8 mm/s であった。また、らせん角度  $45^\circ$  において、らせん条数 2 はらせん条数 1 と比較して比例定数・脱調周波数ともに低下することから、らせん条数を増やしても泳動速度は向上しないことが明らかとなった。

## 2.3 推力測定

牽引型のマシンの特性上、推力は重要なパラメータであることから、推力が最大となるマシン形状について検討を行った。推力測定方法を Fig. 4 に示す。マシンを鉛直上方に泳動させ、推力と浮力の和がマシンの自重と釣りあう周波数を測定し、推力と周波数の関係を導いた。さらに、マシンに負荷を取り付けて自重を変化させ、推力が最大となる脱調周波数まで測定を行った。試験管 ( $\phi 16 \text{ mm} \times 150 \text{ mm}$ ) に製作したマシンを入れ、動粘度  $1 \times 10^3 \text{ mm}^2/\text{s}$  のシリコンオイルで満たし、推力の測定を行った。

マシンのらせん角度・らせん条数に対する推力の関係を Fig. 5 に示す。測定は 3 回以上行い、その平均値を図中のプロットに示した。なお図中の矢印は脱調周波数である。推力は周波数に比例して増加することが明らかとなった。泳動速度の結果と異なり、らせん角度  $45^\circ$ ・らせん条数 1 のマシンが比例定数、最大推力ともに最も大きく、推力は最大で 103  $\mu\text{N}$  発生した。このことから、マシンの自重 (2.7 mg) を差し引いて約 7.9 mg の負荷まで鉛直方向に牽引可能であると考えられる。また、泳動速度の結果と同様に、らせん角度  $45^\circ$  においてらせん条数 2 はらせん条数 1 と比較して、比例定数・脱調周波数ともに低下することから、推力についてもらせん条数を増

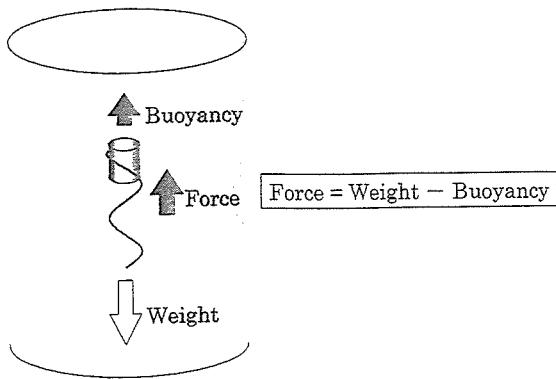


Fig. 4 Schematic view of the force measurement.

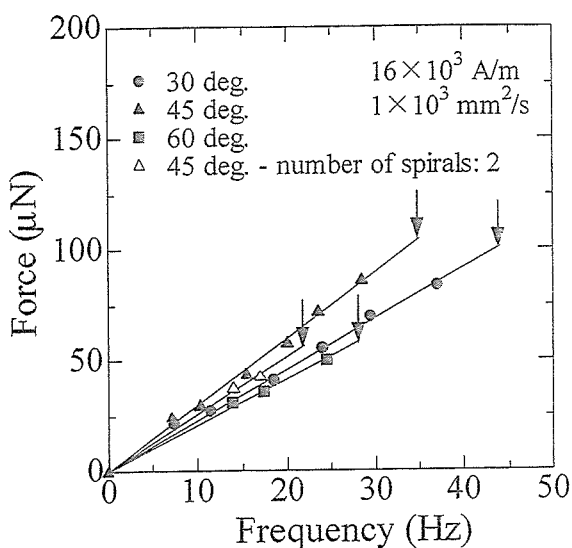
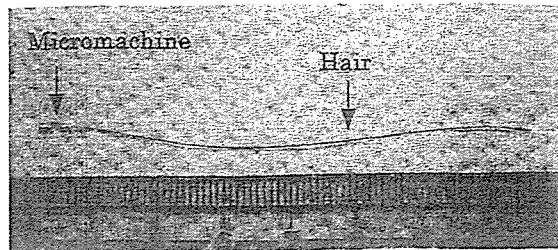
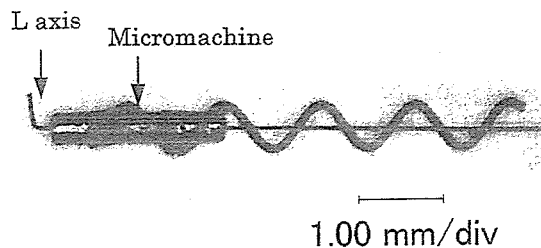


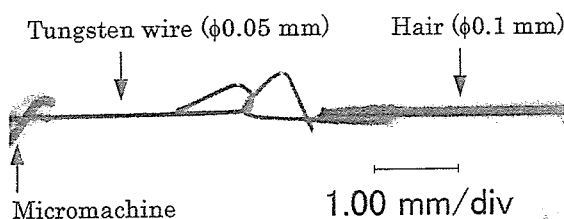
Fig. 5 Relationship between frequency and force.



(a) Photograph of whole machine



(b) Photographs of L axis and micromachine



(c) Photograph of connection

Fig. 6 Photographs of a micromachine capable of trailing a wire.

やしても向上しないことが明らかとなった。

### 3. 牽引実験

#### 3.1 素子構成

2章の結果をふまえ、実際にワイヤを牽引可能な磁気マイクロマシンの試作を行った。今回はワイヤとしてφ0.1 mmの毛髪を使用した。ワイヤを牽引するマシンの外観写真をFig. 6(a)に示す。局所的に拡大したものとして、マシンとL型の受け軸をFig. 6(b)、マシンとワイヤのつなぎ目をFig. 6(c)に示す。マシンの胴体部は磁気トルクを倍にするため、SmCo磁石を2個用い、磁石の間に銅管(φ0.35(0.15) mm×0.9 mm)をはさんだ。この胴体部に推力が最大となるらせん角度45°・らせん条数1のらせんを取り付けた。胴体部にタングステン線(φ0.05 mm)を通し、L型に折り曲げ受け軸を設けることにより、マシンは回転するが牽引するワイヤの回転は抑える構造となっている。さらに、マシンが自由に泳動するため、ワイヤと受け軸との接続部には2個の円をつなげたつなぎ目

を設けた。ここで牽引するワイヤの長さは70 mmである。

#### 3.2 実験方法

血管を模擬した流路の写真をFig. 7に示す。直径5 mmの細い血管が、角度150°で直径10 mmの太い血管につながっている状態を模擬し、太い血管から細い血管に磁気マイクロマシンでワイヤを牽引・誘導することが本実験の目的である。この血管を模擬した流路とワイヤを牽引するマシンを動粘度 $3 \times 10^3$  mm<sup>2</sup>/sのシリコンオイルで満たされた立方体の容器に入れ、さらにこの容器を回転磁界発生用3軸ヘルムホルツコイル内部に入れて実験を行った。印加磁界強度、印加磁界周波数はそれぞれ9.6 kA/m、10 Hzである。

#### 3.3 実験結果

Fig. 8にワイヤを牽引しながらの磁気マイクロマシンの動作の実験結果を示す。はじめにマシンは幅の広い流