

図3 外径1mmを切る微細内視鏡

- A: 5 Fr. のカテーテルに挿入した様子。微細内視鏡はカテーテル形状に沿って屈曲する。
 B: 先端に小型磁石を装着した微細内視鏡。磁場を加えて屈曲が可能となる。
 a: 微細内視鏡, b: カテーテル, c: 小型磁石, d: 連結部(熱収縮チューブを使用しているため、径が大きくなっている)

に關与していない全体の気道系を觀察すれば、極細径気管支鏡のみでは相対的な解像度や視野角が十分ではないために、診断能の低下が懸念される。

ところでCTガイド下気管支鏡検査の形態として、CTの利用を単に通常のX線透視の補助とした場合には、通常のX線透視下気管支鏡検査に比較してなんらのマイナス点は発生しない。しかし、X線透視を使用せずにCT透視を多用すれば、X線被曝量がいたずらに増加する可能性がある。また、画像診断を含めた臨床上で悪性疾患と診断されていることを確認するために検査を行う場合は、単にX線透視下にブラインドで擦過細胞診を行えばよいとの考えもあり、CTのみ

を使用する検査形態での適応には配慮が必要である。このような点から、CTに極細径気管支鏡を組み合わせた検査は、通常のX線透視下気管支鏡検査とは異なる概念の気管支鏡検査であるかもしれない。

いずれにしても極細径気管支鏡は、これまで挿入が難しかった末梢肺野病変へも誘導を可能とし、それによって気管支鏡検査の対象をさらに広げ、また、患者の苦痛を減らすことに貢献していることも事実である。今後このような利点を十分生かすとともに、極細径化によって発生する問題を解決、また、補填するための研究開発も重要である。

将来のCTガイド下 極細径気管支鏡検査の可能性

内視鏡の細径化に関しては、外径1mmを切りカテーテルにも挿入可能な微細内視鏡の開発も進められている(図3)。微細化のためには先端の屈曲機構の装備は難しいが、すでに誘導されているカテーテルに挿入するのであれば屈曲機構を省略できる。また、カテーテル内壁と内視鏡外壁の間隙を利用することで、検体の採取なども可能と考えられる。さらに先端を誘導する必要があるれば、内視鏡先端の保護用に装着されている金属キャップを、たとえば磁性ステンレスに変更して体外から磁気を加えればよい(図3-B)。

磁気は体外から非接触で確実な動力を体内の磁性体に発生することができるため、医療器具の誘導に応用することも可能である。前述のようにたとえば内視鏡などの医療器具の先端に磁性体を装着し、体外から電磁石などを使用して磁気を加えて、その磁気をコントロールすれば医療器具の先端を誘導、屈曲することが可能となる。気管支鏡においてはまだ実用化されていないが、胃がんの内視鏡的切除時に病変を把持し、固定、牽引するための微細鉗子¹⁴⁾として、現在臨床試験中である。

このような誘導において常に存在する問題として誘導操作の難度があるが、磁気誘導とあわせてコンピュータ自動制御を行うことも期待される。この技術は現在までのところ基礎研究の段階にあり(図4)、病変や医療器具および経路の

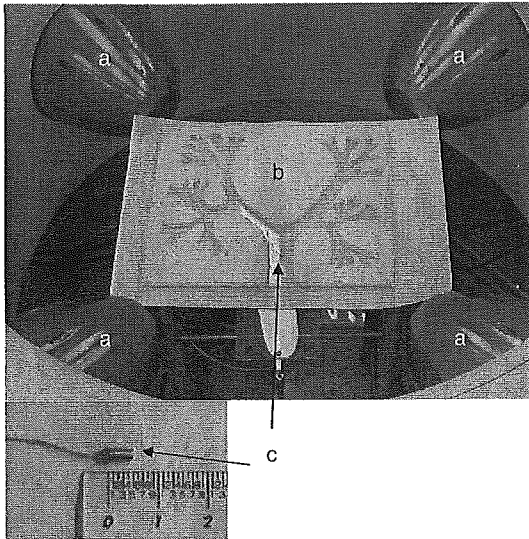


図4 コンピュータによる自動磁気誘導

2次元の気管支モデル上で、円筒形の磁性体チップを磁気により誘導する。磁性体チップの位置は気道の形状とともに画像上で計測され、その位置に応じて磁極から発生する磁気をコンピュータで自動的にコントロールし、磁性体チップを目的とする気管支末梢まで自動誘導する。
a: 磁極, b: 気管支モデル, c: 磁性体チップ

情報などのコンピュータ処理の方法や、磁力による医療器具の動作を安定に制御する方法、また、器具と生体組織の間の摩擦の問題への対応方法など解決すべき問題は多いが、単純な構造の磁性体を非接触で誘導できる点で期待される。

X線被曝の問題に関しては、MRIの利用¹⁵⁾もひとつの解決法である。まだ気管支鏡機器装置、とくに電子プロセッサなどとの電磁波干渉の問題もあるが、脳腫瘍の外科切除時に利用するため手術室内にMRIも導入され始め、決して不可能ではないと考えられる。ただし、微小病変やすりガラス状病変の検出には限界があると考えられる。

現状のCTガイド下気管支鏡検査で使用されるCTおよびX線透視装置を併置するような大規模な設備は容易には導入できないが、たとえばフラットパネルX線透視装置を回転させることによって簡易CT画像を撮影可能なコーンビームCTの技術が開発されてきており、この装置を用いれば透視と断層の両方の画像を得ることができ、利用も期待される。濃度分解能の制限からすりガラス状陰影などの検出に限界があるとはいえ、

縦隔や横隔膜等に隠された病変の検出には有用と考えられる。

おわりに

生検を行う微細な病変を検査中に確認する目的で、その早期発見に用いられるCTを使用し、操作技術の補助として極細径気管支鏡を使用するCTガイド下極細径気管支鏡検査は、経気道という低侵襲性を生かす点でも、昨今の病変の超早期発見に対するひとつの確定診断法として有益な対応法である。確かに解決すべき問題もあるが、開発された技術や装置は気道のみならず血管を介して他の領域の診断治療にも繋がると考えられ、今後の機器や技術、さらに新たな概念開発に期待される。

文 献

- 金子昌弘, 斉藤雄一, 土田敬明, ほか. わが国におけるCT肺癌検診 変遷と現状. 臨床放射線 2004; 49: 353.
- 小林寿光. 微小肺野病変に対するCTガイド下気管支鏡検査. 気管支学 1997; 19: 659.
- Mori K, Yanase N, Kaneko M, et al. Diagnosis of peripheral lung cancer in cases of tumors 2 cm or less in size. Chest 1989; 95: 304.
- 陳 俊雄, 矢野孝子, 阿久沢浩司, ほか. 径2 cm以下の肺野孤立性腫瘍陰影に対する気管支鏡検査の診断的意義. 日胸疾会誌 1996; 34: 266.
- Syfer AE, Walsh DS, Graeber GM, et al. Chest wall implantation of lung cancer after thin-needle aspiration biopsy. Ann Thorac Surg 1989; 48: 284.
- 小林寿光, 金子昌弘. CTガイド下気管支鏡下生検における末梢肺野小型病変の細胞組織診断[会]. 気管支学 1998; 20: 229.
- Kobayashi T, Shimamura K, Hanai K, et al. Computed tomography-guided bronchoscopy with an ultrathin fiberscope. Diagn Ther Endosc 1996; 2: 229.
- Katada K, Kato R, Anno H, et al. Guidance with real-time CT fluoroscopy: early clinical experience. Radiology 1996; 200: 851.
- 小林寿光, 金子昌弘. X線透視下に位置の確定できない末梢肺野病変に対するComputed Tomography

- ガイド下気管支鏡検査. 気管支学 1997; 19: 4.
- 10) 坂 英雄, 沖 昌英, 熊澤昭文, ほか. 極細径気管支鏡による肺末梢病変の診断. 気管支学 2000; 22: 617.
 - 11) 土田敬明. 極細径気管支内視鏡による肺末梢病変の解析. 呼と循 2003; 51: 235.
 - 12) 浅野文祐. 極細径気管支鏡検査とVirtual Bronchoscopy. 気管支学 2002; 24: 551.
 - 13) 浅野文祐, 松野祥彦, 竹市直子, ほか. Virtual Bronchoscopy—極細径気管支鏡ナビゲーションとして—. 気管支学 2002; 24: 433.
 - 14) Kobayashi T, Gotohda T, Tamakawa K, et al. Magnetic anchor for more effective endoscopic mucosal resection. Jpn J Clin Oncol 2004; 34: 118.
 - 15) 大野良治, 野上宗伸, 東野貴徳, ほか. 呼吸器画像診断: 最近の進歩 MRI. 日胸 2004; 63: 556.

* * *

日本臨牀 第64巻・第2号（平成18年2月号）別刷

特集：ナノテクノロジーと医療

磁気を応用した微細鉗子・内視鏡の開発

菅原明彦 小林寿光

磁気を応用した微細鉗子・内視鏡の開発

菅原明彦 小林寿光

The development of magnetically operated microforceps and microendoscopes

Akihiko Sugawara, Toshiaki Kobayashi

Research Center for Cancer Prevention and Screening, National Cancer Center

Abstract

In minimally-invasive intraluminal diagnosis or treatment, catheters or endoscopes need a high degree of operator ability for guidance to appropriate routes, especially in small peripheral regions. Movable microstructures and assistant guiding technologies should be developed to make these procedures easier. The use of magnetism, which can give force to simple internal objects safely with no contact, is a possible option. To facilitate the realization of magnetic operation in clinical medicine, magnetically operated microforceps which assist endoscopic submucosal dissections in the stomach have been developed, and are being tested in clinical trials. As a next step, flexible microendoscopes which can be guided by magnetic force are being developed. Automated magnetic guidance is also being developed for future assistance in intraluminal procedures.

Key words: magnetic guidance, microforceps, microendoscope

はじめに

悪性腫瘍などの体内病変の正確な診断・治療は、その局所において行うことが重要であるが、そこに到達することが難しい場合や、到達のために侵襲的な手術を要する場合は問題である。これに対して消化管、血管、気道などの管腔を介した内視鏡やカテーテルによる手技は、最も低侵襲で局所に到達する方法であるとはいえ、特に末梢において適切な経路に沿って誘導するには高い技術を要する。この解決には微細な動作が可能な器具と、その器具の安定した操作を可能とする技術を開発する必要がある。

これまで形状記憶合金や水圧で医療器具を湾

曲する技術などが研究されていた^{1,2)}が、構造が複雑化して高価になるなど、使い捨てが原則のカテーテル検査などにはなじまない。この点で先端に磁石や強磁性体を装着した器具の誘導は、非常に単純な構造で安定した動力が期待され、体外から非接触で誘導が行えるなどほかでは得られない利点がある。

この誘導には磁気吸引力(磁気により牽引される力)と磁気トルク(磁気により磁石が回転する力)という、非常に身近な動力を利用する。しかし磁気による誘導はこれまでにカテーテル誘導の補助として研究されていた^{3,4)}が、実際の医療の現場で標準化するには至っていない。これは磁気を発生するための大型の機器を導入す

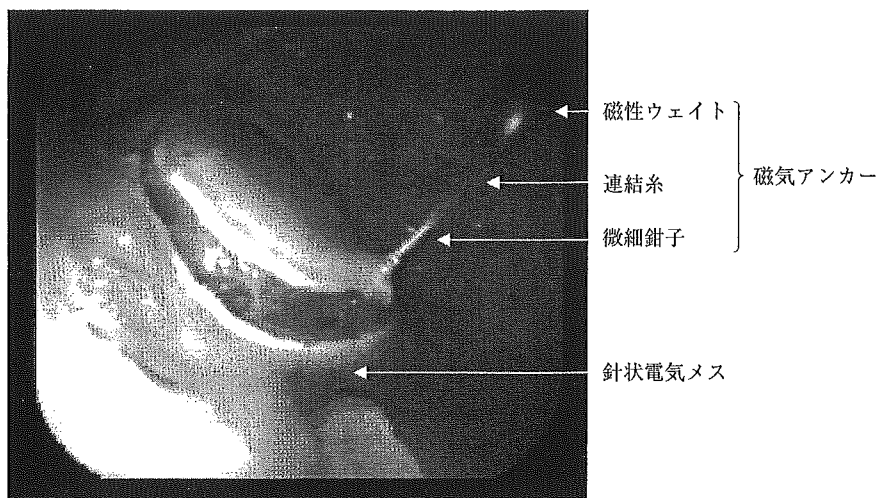


図1 磁気アンカーを使用した切除

磁気により挙上された磁性ウエイトに牽引された微細鉗子が、円周状に切開された胃粘膜(ブタ)を固定、展開している。

るには、誘導補助だけでは意義が明確ではなかったことに一因があると考えられる。そこで基礎開発の後に明確な意義をもって医療の現場で磁気誘導医療をまず具現化し、それを牽引力に一層高度な医療機器や技術を、微細加工技術やナノテクノロジーを生かして開発していくべきと考えられる。

1. 磁気を応用した微細鉗子 (磁気アンカー)

標準的な手術療法の代替ともなり得る経腔的な治療法として、早期胃癌の内視鏡的粘膜切除(endoscopic mucosal resection: EMR)⁵⁾または内視鏡的粘膜下層剥離術(endoscopic submucosal dissection: ESD)がある。この手技における問題は、経口的に挿入した内視鏡1台で操作を行うため、盲目的な操作となり切除が危険となることであるが、先端が絶縁された専用のITナイフ(insulation-tipped electrosurgical knife)^{6,7)}などの開発によって問題は一部解決された。しかし手術時に助手がいないどころか、左手による補助もできないという大きな問題が残っていた。

このような問題を根本的に解決する方法として、胃内腔の病変を把持した微細鉗子を、体外

に置いた磁気発生装置によって固定、牽引して、手術時の助手のように切除を補助する、磁気誘導微細鉗子(磁気アンカー)⁸⁾とその磁気駆動装置を開発した。磁気アンカーの基本構造は、胃粘膜の病変部に装着可能な微細鉗子と、十分な動力を発生する磁性ウエイトからなり、その間を糸で連結している(図1)。微細鉗子のみでは十分な牽引力を発生しないために一定の体積の磁性ウエイトが必要であるが、これは約1cmの外径があるために内視鏡先端の鉗子チャンネル外に保持して挿入することとした。胃内への挿入後は、微細鉗子を鉗子チャンネルから押し出すことで磁性ウエイトも外れ、微細鉗子で病変部を把持してロックする。微細鉗子先端形状は、確実かつ安全な動作のために、微細加工技術を用いて把持力を考慮して適正化している。体外に配置した磁気アンカー駆動装置の電磁石で磁界を印加することで磁性ウエイトが牽引され、微細鉗子とともに病変部を牽引する(図1)。これにより切除部が展開され、明確な切除線が規定されて安全な切除が可能となる。出血時も出血部位が明確に特定できるため止血操作も容易である。結果としてこのような手技に慣れていない医師でも、容易かつ短時間に切除することが可能となる。

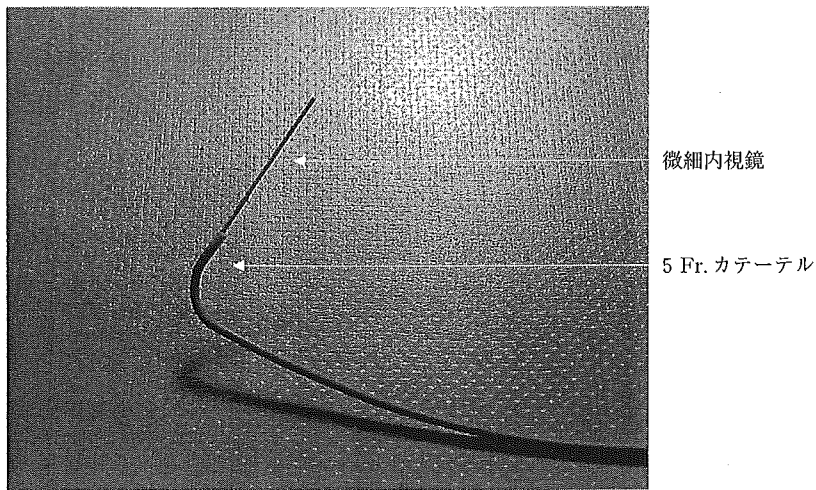


図2 外径1mmを切り, 5 Fr.のカテーテルにも挿入可能な微細内視鏡
先端に磁石や強磁性体を装着すれば磁気誘導も可能である。

これまで磁気アンカー自体に各種改良を加えるとともに、磁気アンカー駆動装置も各種電磁石形状および組合せ方法を試作検証し、磁力の適正化と小型化、低消費電力化を果たし、また操作の簡易化も念頭に置いて臨床試験用装置の開発を行ってきた。現在、臨床試験を開始して症例を集積中である。

2. 磁気を応用した微細内視鏡

微細な消化管、血管、気管支などを介して早期病変の診断・治療を行うことを考えた場合には、内視鏡自体の微細化が有効である。しかし内視鏡を微細化することにより内視鏡先端の屈曲機構が装備できなくなり、また処置チャンネルも超細径化により存在意義がなくなるなどの問題が発生する。

そこで微細内視鏡を、既に病変に誘導されているカテーテルなどに挿入するものとすれば、先端の屈曲機構は必要なくなり、更にカテーテルなどの内壁と微細内視鏡との間隙を処置チャンネルとして利用すれば、微細内視鏡内に処置チャンネルを装備するより広い仮想処置チャンネルとすることができる。更にこれらのカテーテルを磁気誘導するとすれば、微細内視鏡先端のステンレスキャップを磁性ステンレスとすれば磁気誘導することも可能である。この結果としてこ

れまで体内に挿入されていたカテーテルなどの管を、ほとんどすべて内視鏡化できると考えられる。

以上のような概念で5 Fr.のカテーテルにも挿入可能な微細内視鏡の開発を行った(図2)。実際の開発における問題としてまずあげられることは、カテーテルなどの内壁と微細内視鏡の外壁が固着して抜去できなくなることである。これに関しては、微細内視鏡の表皮材質やコーティングなどによってこれまでに対策がされ、ほぼ解決されたと考えられる。次の懸案はカテーテルに挿入されることから、そのままガイドワイヤーとして使用されても折損しない、強靱性と耐久性を確保する必要があることである。この点に関しては各種試作を行っているが、引き続き研究開発を継続していく必要があると考えられる。

この微細内視鏡の概念を一步進め、更なる微細化を行い、より低侵襲で正確、効果的な内視鏡治療も可能と考えられる。このためには、基本的な内視鏡の挿入部径を0.5mmと更に微細化することで、更に侵襲を低減して磁気誘導により病変に到達し、各種薬剤の投与やレーザー治療を行う微細内視鏡を開発する。対象病変としては初期には脳腫瘍を想定しているため、微細内視鏡の強靱性として要求されるレベルは一

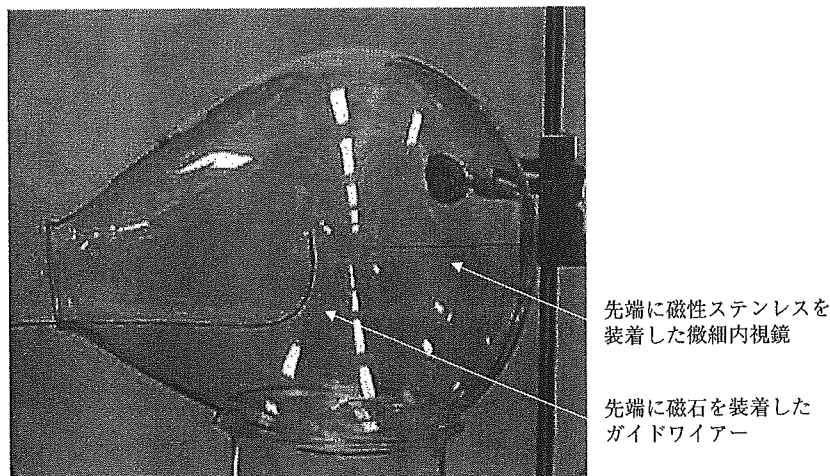


図3 磁気による被誘導物の屈曲

ガイドワイヤーでは十分な屈曲が得られているが、それより細径の微細内視鏡ではほとんど屈曲していない。このように、種々の因子が関与し開発には懸案も少なくない。

段下がり、開発が容易になると考えられる。しかし同時に微細化によって相対的な強磁性体の容積が減じ、磁気による屈曲力が減ずることも問題となる(図3)。これに関してはこれまでの磁気誘導の開発経過で得た経験を基にして、新たな概念を導入して微細内視鏡の基本仕様を作成した。更に現在、高い磁力を小型の装置で発生する目的で超伝導磁石を開発中である。この微細内視鏡治療機器装置に関しては、開発が進んだ時点で発表していく予定である。

3. コンピュータによる磁気自動誘導

医療器具や対象病変の微細化を進めると要求される操作も微細となり、現状においてさえ高度な技術が要求されている医師に、一層高い精度の操作が要求されると考えられる。この点で器具の自動誘導が実現できることが理想であるが、完全自動化されなくともこの技術は誘導補助に応用することも可能である。

これまでに磁気自動誘導の可能性を検証する基礎実験を行い、二次元気管支モデル内で各種条件を単純化することで誘導に成功している(図4)。これにはまず体内における被誘導物や病変、管腔経路の位置や形状を動画像から自動抽出して誘導ルートを探索し、これらに基づき

コンピュータにより体外の磁気駆動装置を制御することで自動誘導を行う。

理想的な磁気誘導は磁気的非直線性、体外電磁石の構造、配置、動作特性、被誘導物の磁気特性、求められる発生力、重力の影響など多岐にわたる項目を考慮していく必要があるが、現実的には被誘導物と管腔経路との干渉の方が大きな問題である。特に重力の存在は、血管内カテーテルなどのように液体中で使用するものでは無視できると考えられるが、気腔内では直接影響して摩擦力を生じるのみでなく、磁気によって対象物を三次元的に浮遊させる必要もあるなど、技術的にクリアすべき問題が多い。しかしこの基礎的開発は前述のように将来の自動誘導のみを目的とするわけではなく、必要に応じて開発された要素技術を誘導補助技術として応用していくなど、近い将来にも有用な技術開発であると考えられる。

おわりに

効果的な低侵襲診断・治療を開発して標準化していくためには、単に微細な医療器具とその操作技術を開発するのではなく、医療における必要性と開発する技術の意義を明確に把握し、適切な対象と形態を構築する必要がある。これ

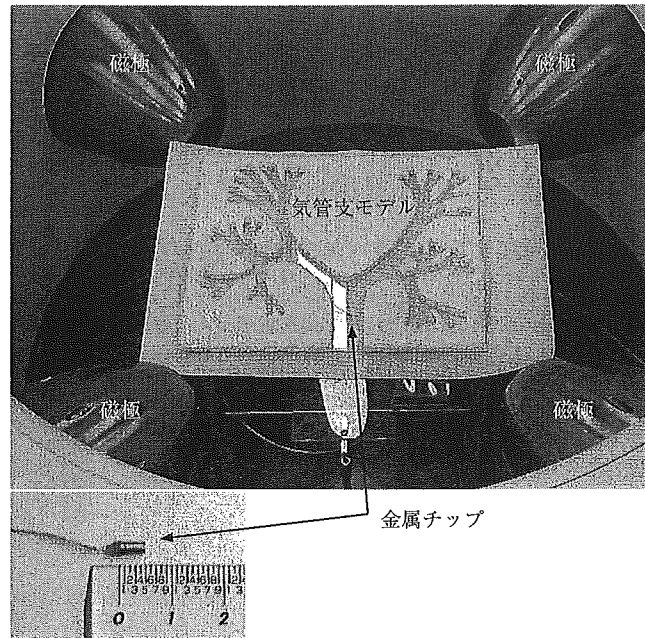


図4 単純化した条件下での磁気自動誘導

4極電磁石をコンピュータ制御することで、二次元平面(図では気管支モデル)上で磁気自動誘導を行うことが可能である。

まで医療において有用とは考えられていたが実験レベルの技術であった磁気誘導も、ようやく実用的医療技術としてのスタートラインに立ちその可能性を示し得る段階となったと考えられ

る。

本研究の一部は、厚生労働科学研究費補助金、萌芽的先端医療技術推進研究事業による。

■ 文 献

- 1) 水島昌徳ほか：形状記憶合金を用いた腸閉塞治療用能動カテーテル. J JSCAS 6: 23-29, 2004.
- 2) 生田幸士：マイクロナノロボティクスを用いた低侵襲医療. 日鏡外会誌 8: 36-40, 2003.
- 3) Faddis MN, et al: Novel, magnetically guided catheter for endocardial mapping and radiofrequency catheter ablation. Circulation 106: 2980-2985, 2002.
- 4) Ernst S, et al: Initial experience with remote catheter ablation using a novel magnetic navigation system: magnetic remote catheter ablation. Circulation 109: 1472-1475, 2004.
- 5) Rembacken BJ, et al: Endoscopic mucosal resection. Endoscopy 33: 709-718, 2001.
- 6) Gotoda T, et al: A new endoscopic mucosal resection procedure using an insulation-tipped electrosurgical knife for rectal flat lesions: report of two cases. Gastrointest Endosc 50: 560-563, 1999.
- 7) 今川 敦ほか：Endoscopic Submucosal Dissection—切開剥離術を習得する 処置具の特徴とその使い方. 消化器内視鏡 16: 717-722, 2004.
- 8) Kobayashi T, et al: Magnetic anchor for more effective endoscopic mucosal resection. Jpn J Clin Oncol 34: 118-123, 2004.

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° . 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

ENDOVASCULAR 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 ν 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.

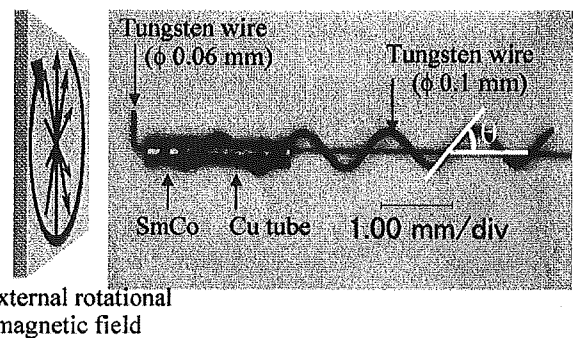


Fig. 1. Photograph of the micromachine capable of trailing the wire.

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 1×10^3 mm²/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 θ shown in the figure as a blade angle (θ). 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 ($\phi 0.1$ 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° , 45° , and 60° .

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.

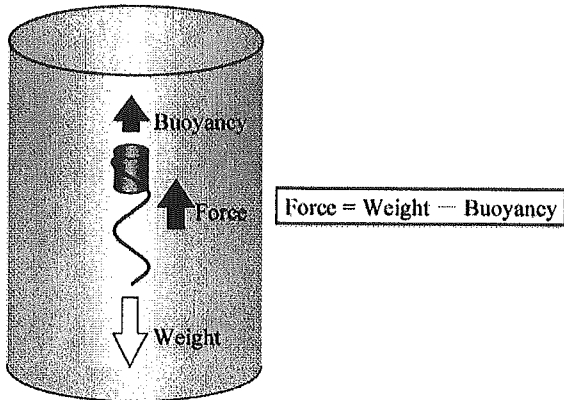


Fig. 2. Schematic view of the measuring system of the thrust force.

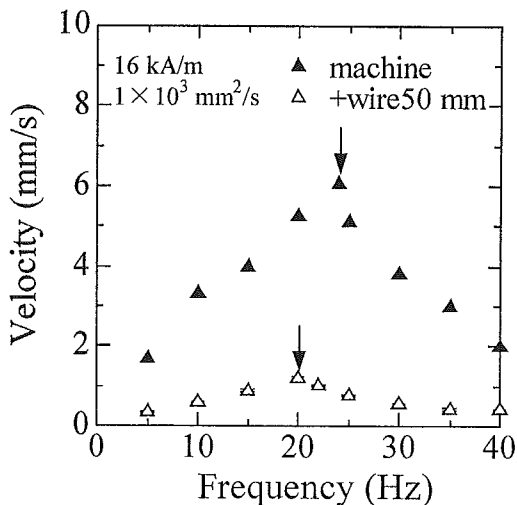


Fig. 3. Relationship between frequency and velocity.

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° . 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

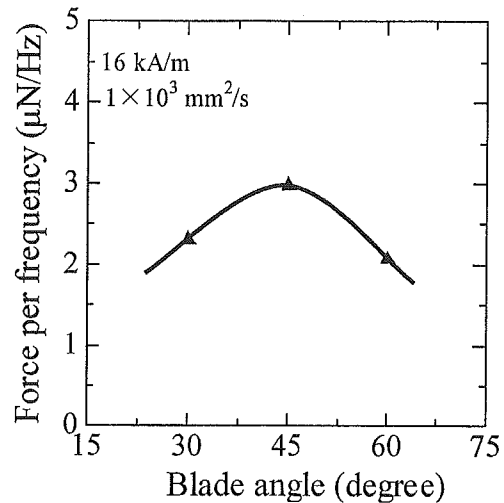


Fig. 4. Relationship between blade angle and force per frequency.

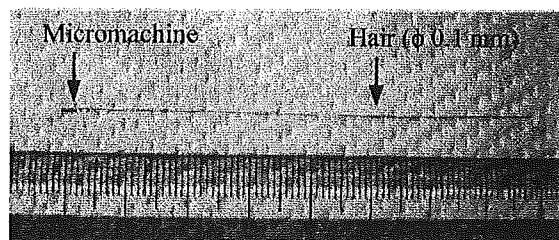


Fig. 5. Photographs of the micromachine capable of trailing the wire.

not much produce the thrust force too because the long blade receives the drag much. Therefore, it is thought that 45° 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° that produced the largest thrust force. We used a silicone oil with the kinematic viscosity of 3×10^3 mm²/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

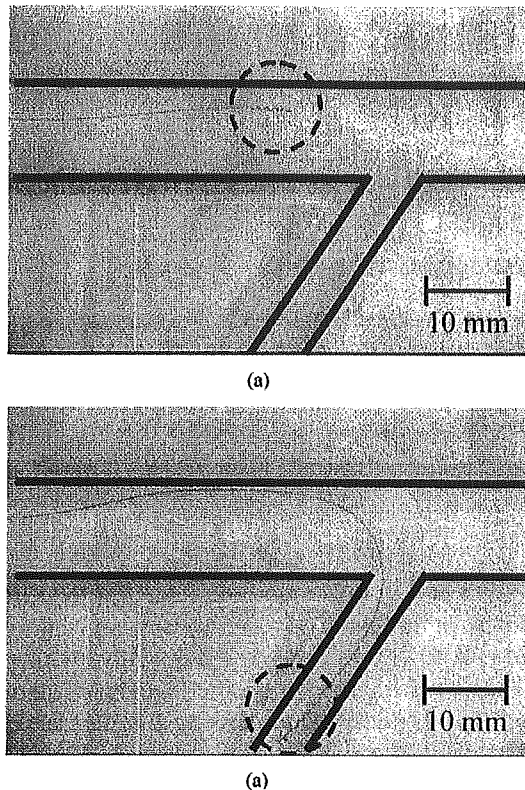


Fig. 6. Photographs of various stages of trailing experiments.

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° 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° . The micromachine could trail the wire (length 70 mm) and changed its moving direction with trailing the wire. Since the 3-D analytical

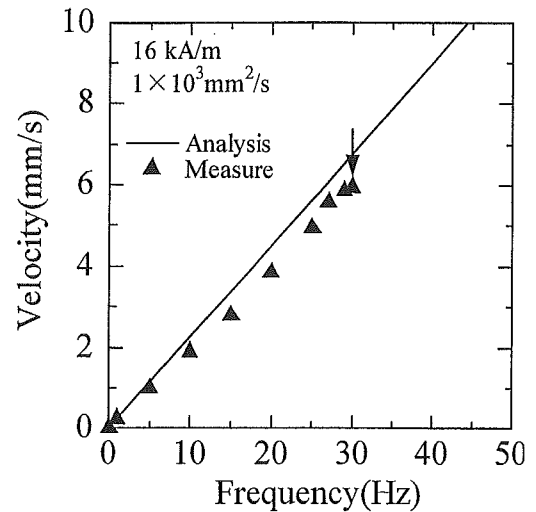


Fig. 7. Relationship between frequency and velocity of the experimental and the analytical results.

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;
- ν kinematic viscosity.

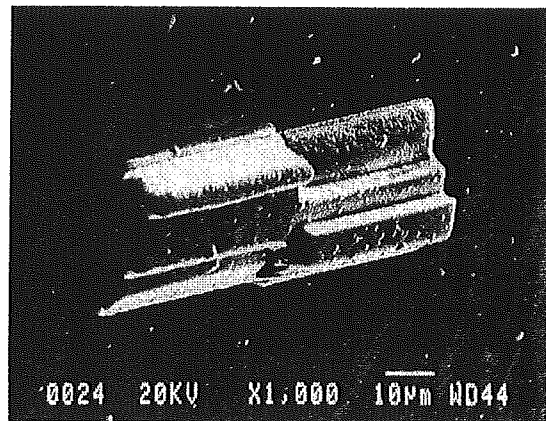


Fig. 1. SEM photograph of the magnetic micromachine of planar structure.

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)

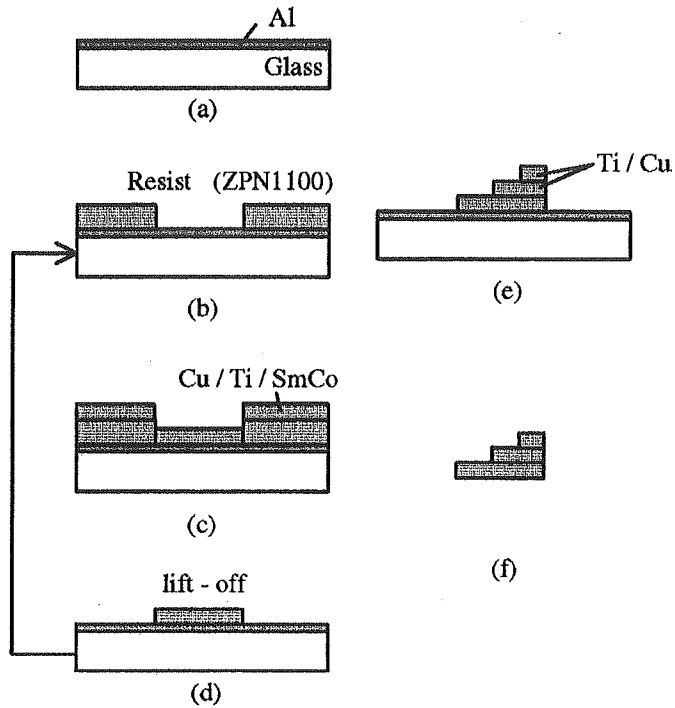


Fig. 2. Fabrication process. (a) Al film was deposited by RF sputtering. (b) Photoresist (ZPN1100) was spin coated on a glass substrate and patterned. (c) Cu, Ti, and SmCo films were deposited by RF sputtering. (d) Lift-off process. (e) Second and third layers were deposited by RF sputtering. (f) Al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

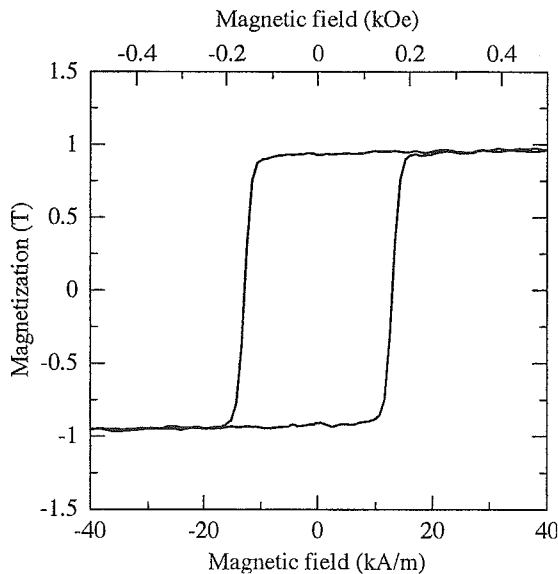


Fig. 3. Magnetic properties of the SmCo magnetic thin film.

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 μm , 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 μm thickness and Ti of 1 μm 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.

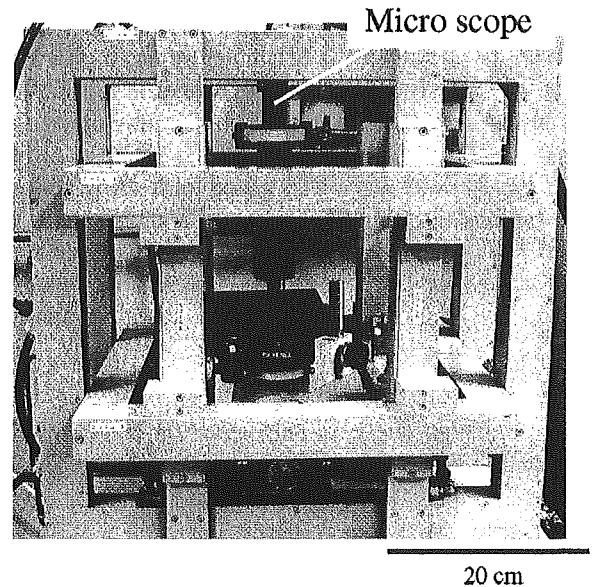


Fig. 4. Photograph of the coils for generating the rotating magnetic field.

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 5×10^{-12} and 2.5×10^{-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) mm^2/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]

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

where

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

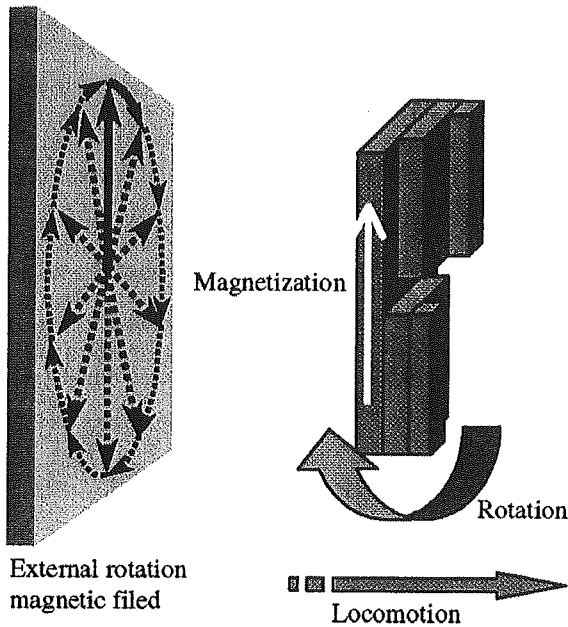


Fig. 5. Schematic view of the direction of the rotation and the direction of the locomotion.

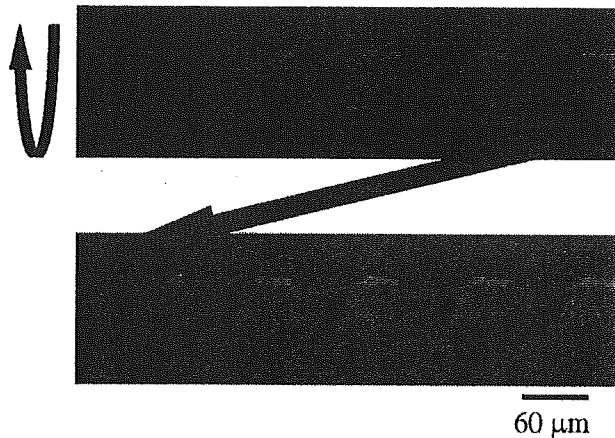


Fig. 6. Photograph of the swimming micromachine.

τ	Shearing stress [N/m^2];
A	Area [m^2];
μ	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 5×10^{-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.

Manuscript received February 7, 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⁽¹⁾。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⁽²⁾。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 (μ 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 ($10^{-7} < Re < 10^3$) 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⁽¹⁾⁻⁽⁵⁾。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式(1)に示す⁽⁶⁾。

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

L: Characteristic linear dimension of the body
 U: The representative velocity
 ν : 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

は小さくなるのがわかる。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、 $10^{-6} \sim 10^{-2}$ である⁽⁷⁾。

磁気マイクロマシンをさらに小さく数十 μm 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
 θ : 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 ($\phi 1.2 \times 0.55 \text{ mm}$) 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 μNm 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。

4. マイクロマシンの小型化

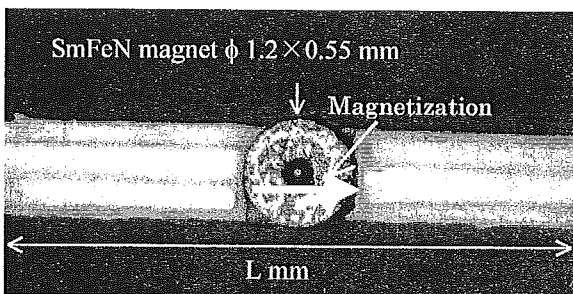
4.1 負荷トルクと磁気トルクの関係

マシンが流体から受ける負荷トルクの主要要素は、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。

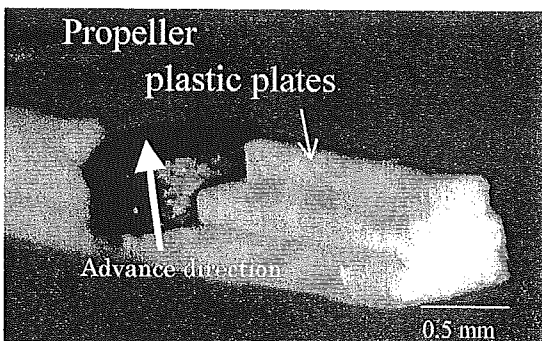
$$\begin{aligned} L.T &= S.F \cdot D \\ &= \tau \cdot A \cdot D \\ &= \mu \cdot u \cdot A \cdot D \end{aligned} \quad (3)$$

L.T: Load torque [N m]
 S.F: Shearing force [N]
 D: Distance from the rotation center [m]
 τ : Shearing stress [N/m²]
 A: Area [m²]
 μ : Coefficient of viscosity [N s/m²]
 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 1×10^3 , $1 \text{ mm}^2/\text{s}$ 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、



(a) Top view



(b) side view

Fig. 1 Magnetic micro-machine of plane structure.

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, 6×10^{-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 ν 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で、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 μm 以下で実現可能となる。従って、数十 μm の平面型磁気マイクロマシンは、薄膜磁石の厚さ1 μm 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 μm まで小型化し

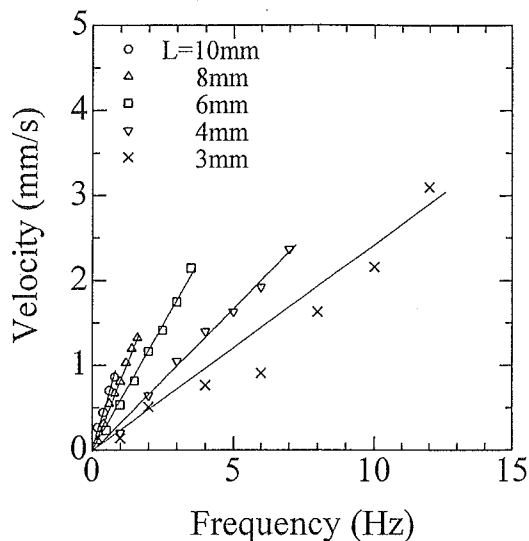


Fig. 2 Relation between frequency and swimming velocity of experimental.

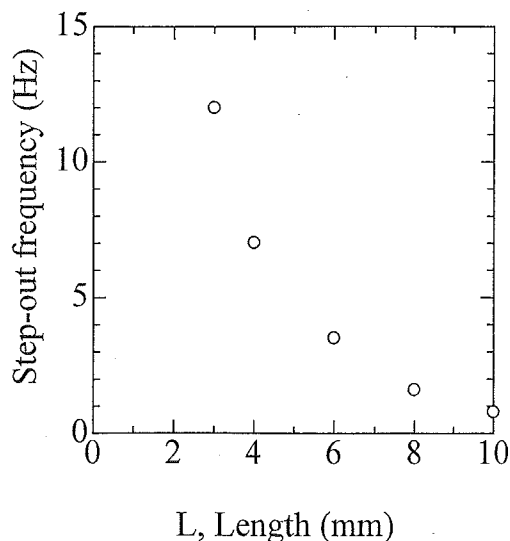


Fig. 3 Relation between step-out frequency and machine size L .

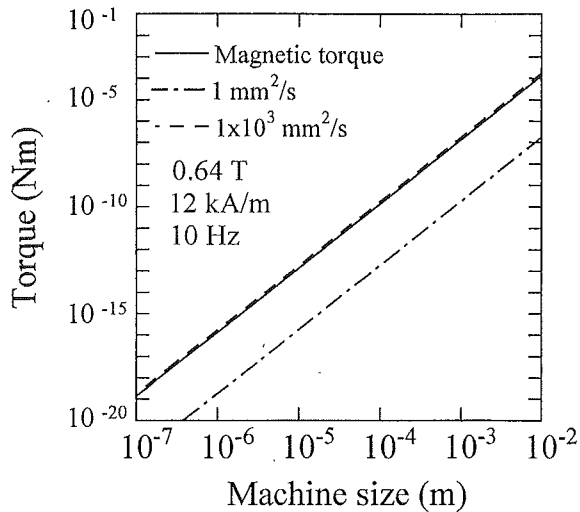


Fig. 4 Relation between torque and machine size (kinematic viscosity).

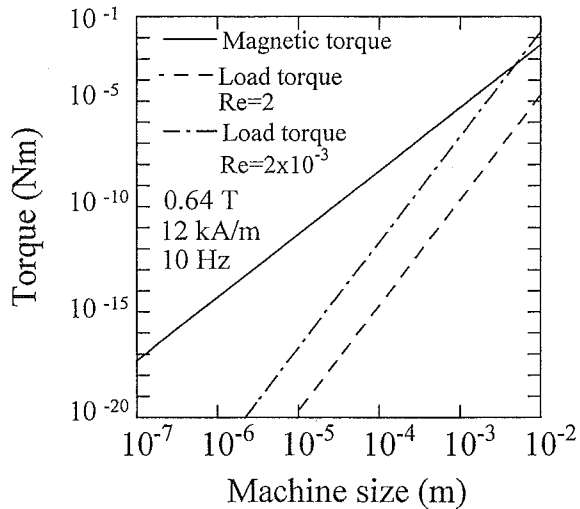


Fig. 5 Relation between torque and machine size(Reynolds number).

た際に泳動に必要な磁気トルクは 4.8×10^{-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 Magnetism Society of Japan*, 27, 645-648, (2002).
- [5] K. Ishiyama, M. Sendoh, A. Yamazaki, M. Inoue, K. I. Arai, *IEEE Transactions on Magnetism*, 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