遠隔手術用 3 次元磁気駆動マイクロマシンの開発*

安井 真人^{*1}, 池内 真志^{*2}, 生田 幸士^{*3}

3D Remote Controllable Magnetic Micromachine for Microsurgery

Masato YASUI, Masashi IKEUCHI and Koji IKUTA^{*3}^{*3} The University of Tokyo, Research Center for Advanced Science and Technology
Hongo 7-3-1, Bunkyo-ku, Tokyo, 113-8656 Japan

We have developed two technologies for 3D magnetic microstructures, with a wide size range between 5 μ m to 2mm. The first technology enables us to obtain density controlled 3D magnetic microstructures. The size of this structure is approximately 500 μ m. In this scale, controlling density is vital for magnetic micro actuators, because the effect of gravity is strong. To adjust density, we developed the world's first "density controllable magnetically modified photocurable (DMPC) polymer." In addition, we succeeded in 3D velocity control of a screw-type magnetic micro actuator with neutral buoyancy in water. The second technology realized a 5 μ m magnetic micro actuator, which is a combination of a 3D transparent structure and 2D magnetic structure. Furthermore, we have succeeded in 2D driving a ferromagnetic micro actuator, whose diameter is as small as 1 μ m. These two fabrication processes will become key technologies in the medical field, because they can supply a wide variety of 3D microstructures with small effort.

Key Words : Magnetic Micromachine, 3D Control, Microstereolithography, Microcapsule, Density Control

1. 緒 言

磁気駆動型マイクロマシンは、外部磁場によりバッテリーなしで遠隔操作ができ、電気配線を必要としない。これらの特長から、われわれは手術用遠隔操作型マイクロマシンの研究を行っている(図 1)。磁気駆動マイクロマシンが眼球内へ入り、外部磁場を通じて眼底の遠隔手術を行うことを目指している。

目標達成のためには、マイクロ加工技術の開発がカギとなる。なぜなら、磁気駆動マイクロマシンは大きさが 0.1[mm]のオーダーと小さく加工が困難だからである。この困難を克服するため、磁気マイクロ構造物の加工法の研究が行われてきた。たとえば、小林と生田はマイクロ光造形法と磁性光硬化樹脂を用いて、3 次元磁性マイクロ構造物を造形する技術を開発した⁽¹⁾⁽²⁾。Yamazaki らは、螺旋状のワイヤに磁性薄膜をコーティングすることで磁気駆動マイクロマシンを作製した⁽³⁾。Zhang らは、磁性体にひも状の構造をつけ、スクリュー状に曲げることで磁気駆動マイクロマシンを実現した⁽⁴⁾。Ghosh らは、「shadow-growth 法」を使い螺旋状の磁性ナノ構造物を造形した⁽⁵⁾。Kummer らは、平面の磁性マイクロ構造物を組み立てることで、磁気駆動マイクロマシンを作製した⁽⁶⁾。

以上のように磁気マイクロマシンに関する研究がなされてきたが、医療へ応用されていない。その要因として、従来のマイクロマシンは中性浮力化されていないことがあげられる。マイクロマシンが中性浮力でないと、重力の影響を受けるため 3 次元制御が難しくなる。3 次元制御できないと医療応用は厳しくなることは明らかであろう。また、制御不能という緊急時に落ちいった場合、重みで患部を痛める恐れがある。中性浮力が保たれていれば、制御不能でもその場に留まることができるため、安全性への問題は生じない。さらに、中性浮力でないと 3 次元駆動のために高い外部磁場が必要となる。なぜなら、重力を磁力で補う必要があるからである。

* 原稿受付 2012 年 11 月 30 日

^{*1} 正員, 大阪大学 生命機能研究科 (〒565-0874 大阪府吹田市古江台 6-2-3)^{*2} 正員, 東京大学 先端科学技術研究センター (〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1 本郷キャンパス)^{*3} 正員, フェロー, 東京大学 先端科学技術研究センター

E-mail: ikuta@rcast.u-tokyo.ac.jp

われわれは世界初となる中性浮力をもつ磁気駆動マイクロマシンの開発を行った。マイクロマシンの中性浮力化を実現するために、マイクロマシンの材料の開発からはじめた。そして、開発した樹脂とマイクロ光造形法を用いて、磁気駆動マイクロマシンの設計と製作をした。その後、3次元駆動と制御を実証した。

さらに、磁気駆動マイクロマシンの小型化のための加工プロセスを開発した。本プロセスを用いてサブミクロンオーダーの磁気駆動マイクロマシンを作製し2次的に動かすことに成功した。今回作成した小型化磁気駆動マイクロマシンは材料の関係で中性浮力化していないが、材料を改良することで将来的には可能であると考えている。

Fig.1 Concept of magnetic micromachine for microsurgery.

2. 中性浮力磁性光硬化樹脂の開発

2・1 磁性光硬化樹脂とマイクロ光造形法

われわれはマイクロマシンの加工法としてマイクロ光造形法を採用した。なぜなら、3次元マイクロ構造物を造形できるからである。マイクロ光造形法とは、光硬化樹脂をUVレーザーで固め、3次元マイクロ構造物をつくる加工法のことである。また、小林らが開発した磁性光硬化樹脂を利用すれば、磁性3次元マイクロ構造物を造形できる。磁性光硬化樹脂とは、磁性微粒子と増粘剤入りの光硬化樹脂を混ぜたものである(図2(a))⁽¹⁾⁽²⁾。増粘剤により粘度が高くなり、磁性微粒子の分散性が向上する。このため、50[wt%]と高濃度の磁性微粒子を光硬化樹脂に混ぜることができる。そして、マイクロ光造形法と磁性光硬化樹脂を組み合わせることで、3次元磁性マイクロ構造物を造形できる(図2(b))。

Fig.2 (a) Magnetically photocurable (MPC) polymer, and (b) Microstereolithography.

2・2 磁性光硬化樹脂の中性浮力化

磁性光硬化樹脂の比重は水の比重より高い。そのため中性浮力の実現には、磁性光硬化樹脂の比重を下げる必要がある。そこで、われわれは中空マイクロカプセル(F-80SDE, 平均粒子径 20[μm], 松本油脂製薬)に着目した。このマイクロカプセルは、中空構造のため比重が 0.035 と低い。このマイクロカプセルを磁性光硬化樹脂に加えることで軽量化をおこなった(図 3(a))。実際に、比重が下がるか確認するため、マイクロカプセル含有量と比重の関係を調べた。

実験手順を以下に示す。マイクロカプセル 0-2[wt%], フェライト微粒子(平均粒子径 1.3[μm], 比重 5.1)0, 30[wt%], 増粘剤 3[wt%]を光硬化樹脂(SCR770, ディーメック, 比重 1.17)に混ぜた。そして、マイクロ光造形法と調合した樹脂を用いて、一辺 2[mm]の立方体を造形した。この際、積層間隔、走査速度と光強度(ビームエキスパンダ前)はそれぞれ 50[μm], 100[mm/s]と 5[mW]とした。未硬化樹脂をエタノールで洗浄した後、立方体の各辺と質量を測定し、比重を算出した。比重とマイクロカプセル含有量の関係を示したものの図 3(b)の点である。マイクロカプセル含有量の増加にともない比重が減少する。そして、フェライト微粒子が 30[wt%]のときは 1.5[wt%]で中性浮力となる。

材料含有量から調合した樹脂の比重 ρ を計算できると使用の際に便利である。そこで、比重 ρ を算出する理論を構築した。まず、 w_m , w_c と w_r をそれぞれ磁性微粒子, マイクロカプセル, 光硬化樹脂の質量パーセント濃度とする。すると

$$w_m + w_c + w_r = 100 \quad (1)$$

が成り立つ。混合物の質量を 100 とすれば、磁性微粒子, マイクロカプセル, 光硬化樹脂の質量はそれぞれ w_m , w_c と w_r となる。そして、「混合の前後で材料の体積が変わらない」と仮定すれば,

$$100/\rho = w_m/\rho_m + w_c/\rho_c + w_r/\rho_r \quad (2)$$

が得られる。 ρ_m , ρ_c と ρ_r はそれぞれ磁性微粒子, マイクロカプセル, 光硬化樹脂の比重である。図 3(b)の線は式(1)と(2)より計算したものである。実験結果と良好に一致している。式(1)と(2)を使えば、樹脂の比重を事前に予測できる。

Fig. 3 (a) Preparation of density controllable magnetically modified photocurable (MPC) polymer, (b) Relationship between relative density of compounded polymer and concentration of microcapsules.

2・3 磁化特性の計測

中性浮力磁性光硬化樹脂の磁化特性を計測した。磁化特性の計測のため、フェライト微粒子 30[wt%], マイクロカプセル 0-1.5[wt%], 増粘剤 3[wt%]を光硬化樹脂に混ぜ、樹脂を調合した。そして、調合した樹脂とマイク

ロ光造形法により、2[mm]角の立方体を造形し着磁した。この際の積層間隔、走査速度と光強度はそれぞれ 50[μm]、100[mm/s]と 5[mW]にした。最後に、試料振動型磁力計により、着磁方向の磁化特性を計測した。

図 4 は調合した樹脂の磁化特性を示している。磁化特性より、造形した構造物は強磁性であることがわかる。また、磁化はマイクロカプセル含有量が増えるに従い低下している。このことは、単位体積あたりの磁性微粒子含有量が低くなることから生じる。

さらに、われわれは造形物の磁化を事前に予測するための理論を構築した。この理論では、「磁化は磁性微粒子の体積に比例する」と仮定した。この仮定により、構造物の磁化は

$$M = M_0 N \frac{4}{3} \pi a^3 \quad (3)$$

となる。ここで、 M と M_0 はそれぞれ調合した樹脂と磁性微粒子の単位体積あたりの磁化であり、 a と N はそれぞれ磁性微粒子の半径と単位体積当たりの磁性微粒子の数である。

次に N を材料の含有量により記述する。混合物の質量を 100 とすれば、磁性微粒子、マイクロカプセルと光硬化樹脂の質量はそれぞれ w_m 、 w_c と w_r である。すると混合物の体積は

$$w_m/\rho_m + w_c/\rho_c + w_r/\rho_r \quad (4)$$

となる。一方、磁性微粒子の個数は

$$\frac{w_m}{4\pi a^3 \rho_m / 3} \quad (5)$$

である。式(5)を式(4)で割れば単位体積あたりの磁性微粒子の個数となるので、

$$N = \frac{3}{4\pi a^3} \left(1 + \frac{\rho_m w_c}{w_m \rho_c} + \frac{\rho_m w_r}{w_m \rho_r} \right)^{-1} \quad (6)$$

が導かれる。式(6)を式(3)に代入することで

$$M = M_0 \left(1 + \frac{\rho_m w_c}{w_m \rho_c} + \frac{\rho_m w_r}{w_m \rho_r} \right)^{-1} \quad (7)$$

がえられる。図 4 の y 軸上にある印は、 M_0 を 230[mT]として式(7)より残留磁化を計算したものである。ここでは、残留磁化において比較したが、他の点における磁化においても予測可能である。実験結果と一致していることから、式(7)の妥当性を示している。式(7)により、ある濃度の磁性微粒子を含む樹脂の磁化曲線が得られれば、他の濃度の磁化特性を予測できる。

磁気駆動マイクロマシンの駆動では、発生トルクがマイクロマシンの限界泳動速度を決定する。そこで、マイクロカプセルを加えることによる発生トルクの減少について式(7)を用いて考察する。マイクロカプセルを含まない場合におけるフェライト微粒子の最大含有量は 50[wt%]である。ゆえに、中性浮力を実現する樹脂(マイクロカプセル 1.5[wt%]とフェライト微粒子 30[wt%])と、フェライト微粒子 50[wt%]となる樹脂の磁化特性の比を計算する。すると、式(7)によりマイクロカプセルを含めることにより 70.6[%]の磁化が低下することがわかる。発生トルクは磁化に比例するので、トルクも 70.6[%]低下することになる。マイクロカプセルを加えることによる発生トルクが減少するが、駆動に大きな問題は生じない。なぜなら、マイクロカプセルによるロス、磁性微粒子をフェライトからより強力な希土類微粒子(フェライトよりも 2 倍ほど磁化が高い)を用いることや外部磁場の発生方式を改良することで改善できる程度であるからである。

Fig.4 Magnetic characteristics of density controlled MPC polymers with different microcapsules concentrations. The circle, triangle, cross, and square were residual magnetizations, whose concentrations of microcapsules were 0, 0.5, 1, 1.5 [wt%], calculated from equation (7).

3. 3次元造形の検証

3・1 簡易樹脂交換マイクロ光造形装置の開発

従来のマイクロ光造形装置は、3次元形状を得ることを目的としていたため樹脂は1種類だけでよかった⁽⁷⁾。しかし、中性浮力磁性光硬化樹脂のように機能性が重要な場合は、樹脂の変更が頻繁に起こる。目的とする構造物に応じて、微粒子含有量を変える必要があるからである。そこで、樹脂の交換が簡単にできるマイクロ光造形装置を開発した。

図5は開発した簡易樹脂交換マイクロ光造形装置である。この装置は、波長325[nm]のHe-Cdレーザーを光源としており、高速メカニカルシャッターにより光源のOn/Offを制御できる。そして、XYガルバノスキャナにより樹脂表面での焦点を走査する。シリンジより樹脂が供給され、スキージにより供給された樹脂を塗布する。このスキージはCYTOP CTX-109A(旭硝子)がコーティングしてあり樹脂を薄く塗布することができる⁽⁷⁾。

通常のマイクロ光造形法と異なる点は、樹脂がシリンジより供給される点である。シリンジの樹脂を交換すれば、樹脂の変更が容易にできる。さらに、最低限の樹脂が供給されるため、樹脂を無駄に使用する必要がない。樹脂の種類を頻繁に変える際に有効なマイクロ光造形装置である。

この装置は、粘度の高い樹脂にのみ使用可能である。粘度が低いと、スキージでならした後に樹脂が外部へ流れ出てしまうからである。また、樹脂の粘度が高いため造形する際に、目的とする構造物を囲むように壁も造形する。壁を造形することにより、目的とする構造物にかかる力を低減でき、きれいな構造物を造形できる。

Fig. 5 Easily polymer exchangeable microstereolithography apparatus.

3・2 中性浮力磁性光硬化樹脂の光硬化特性の計測

開発した装置を用いて、中性浮力磁性光硬化樹脂の加工精度を計測した。測定方法を以下に述べる。はじめに、中性浮力磁性光硬化樹脂(フェライト 30[wt%], マイクロカプセル 1.5[wt%], 増粘剤 3[wt%]), 磁性光硬化樹脂(フェライト 30[wt%], 増粘剤 3[wt%]), 光硬化樹脂 SCR770 を用意した。次に、図 6 のようにカバーガラスに樹脂をのせ、メッシュ状の構造物を造形した。ここで、光強度、走査速度をそれぞれ 1[mW], 10[mm/s]とした。最後に、造形した構造物の幅と高さを顕微鏡により計測した。

表 1 は計測結果である。3 つの樹脂を比べると、硬化幅に関してはどれも似た値となった。一方、硬化深度に関しては、中性浮力磁性光硬化樹脂や磁性光硬化樹脂の方が光硬化樹脂 SCR770 より低い値となった。中性浮力磁性光硬化樹脂は磁性光硬化樹脂と精度が同じため、加工分解に問題はない。

Fig.6 Curing characteristics: curing width and depth.

Table 1 Curing characteristics of photocurable polymer (SCR770), magnetically photocurable (MPC) polymer, and density controlled magnetically photocurable (DMPC) polymer.

	Curing width [μm]	Curing depth [μm]
SCR770	104 ± 4	42 ± 3
MPC polymer	102 ± 1	13 ± 3
DMPC polymer	104 ± 2	15 ± 2

3・3 3次元造形の検証

開発した樹脂を用いて 3 次元構造物を造形できるか検証した．手順を以下の通りである．はじめに，マイクロカプセル，フェライト微粒子，増粘剤 3[wt%]を光硬化樹脂に混ぜて樹脂を調合した．その後，簡易樹脂交換マイクロ光造形装置と調合した樹脂を使用して 3 次元マイクロ構造物の造形を行った．

図 7 は造形した構造物を顕微鏡で撮影したもので，表 2 は樹脂の調合比率と造形条件を表している．図 7 をみてわかるように，開発した樹脂を用いても問題なく 3 次元構造物が造形できる．また，図 7(a)の構造物は白色になっている．これはマイクロカプセルにより光が散乱されるためである．そして，図 7(b), (c)と(d)は黒色なのは，磁性微粒子により光が吸収されるからである．

Fig. 7 Density controlled magnetic 3D microstructures: (a) Snowman, (b) Moai, (c) Bacterium, (d) Microscrew.

Table 2 Fabrication parameters and mixture ratio of microstructures in Fig.7.

	Laser power [mW]	Scan speed [mm/s]	Lamination pitch [μm]	Conc. of Ferrite [wt%]	Conc. of microcapsules [wt%]
(a)	1	50	30	0	2
(b)	1	50	10	30	1.5
(c)	1	30	30	30	1.5
(d)	1	30	30	30	1.5

4. 水中 3 次元駆動と制御

4・1 3次元磁場発生システムの構築

スクリー型磁気駆動マイクロマシンを液中で 3 次元駆動させるには，任意の方向と周波数の回転磁場を発生させるシステムが必要である．そこで，駆動・制御システムの構築をおこなった．

図 8(a)が磁気マイクロマシンの駆動・制御システムである．本システムは

- 1) 磁気駆動マイクロマシン
- 2) 3 軸ヘルムホルツコイル対(図 8(b))
- 3) 観察用顕微鏡

より構成される．磁気駆動マイクロマシンは，図 7(d)を半径方向へ着磁して使用した．直径と長さはそれぞれ 0.1[mm]と 2[mm]である．そして，磁気駆動マイクロマシンは水の入った容器の中に入れた．一様な回転磁場は

図 8(b) の 3 軸ヘルムホルツコイル対によりつくられる。3 軸ヘルムホルツコイル対はヘルムホルツコイル対を垂直に 3 軸設置した構造になっている。

磁気駆動マイクロマシンの様子は顕微鏡を通して、リアルタイム観測できる。そして、操縦者の指令から磁気駆動マイクロマシンが動くまでの動作は次の通りである。

- 1) 操縦者が回転磁場の方向と周波数を指定する
- 2) 指令値から 3 軸ヘルムホルツコイル対に流す電流を決める
- 3) 指令値通りの方向と周波数の回転磁場が生じる
- 4) 磁場により、磁気駆動マイクロマシンが回転し駆動する

Fig. 8 3D drive/control system with real time observation: (a) Schematics of the system, (b) 3 orthogonal Helmholtz coils.

4・2 3次元駆動・制御の実証

構築したシステムを用いて、磁気駆動マイクロマシンを水中で駆動・制御した。操作する際の回転磁場の大きさと周波数はそれぞれ $2.7[\text{kA/m}]$ と $50[\text{Hz}]$ で固定して、方向のみをコントローラで操作した。操縦手順は以下の通りである：

- 1) 水平方向に回転磁場の方向を指定する
- 2) 鉛直上向きに回転磁場の方向を 45° 変更する
- 3) ふたたび水平方向へ回転磁場の方向をもどす

モニタにより観測された磁気駆動マイクロマシンの駆動の様子が図 9 である。1 秒おきの画像を重ね合わせており、図中の矢印が重力の方向を示している。

回転磁場の方向が変わると、磁気駆動マイクロマシンの方向も追従した。また、中性浮力化されているため、3 次元空間を自在に制御することができた。この磁気駆動マイクロマシンは 6 自由度あり、3 次元空間での並進と回転が可能である。

Fig. 9 3D drive/control of magnetic micro machine.

4・3 泳動速度の周波数特性

次に磁気駆動マイクロマシンの制御特性を調べた。はじめに、回転磁場の周波数と磁気駆動マイクロマシンの泳動速度の関係を調べた。実験の手順は以下の通りである。外部磁場の大きさと周波数をそれぞれ $2.7[\text{kA/m}]$ と $70\text{--}200[\text{Hz}]$ として水中で磁気駆動マイクロマシンを駆動した。この際、水平方向と鉛直上向き方向へ磁気駆動マイクロマシンを駆動させた。そして、顕微鏡を通して得られた映像より泳動速度を測定した。

図 10 が泳動速度の周波数応答である。図中の直線は、最小二乗法を用いてフィッティングしたものである。データから水平方向と鉛直方向で泳動特性が同じであることがわかる。これは、磁気駆動マイクロマシンが中性浮力をもつことの有効性を示している。また、周波数が高くなるに従い泳動速度が大きくなる。このことは、外部磁場の周波数の増加により、磁気駆動マイクロマシンの回転数が上昇するため生じる。そして、 $200[\text{Hz}]$ 以上では磁気駆動マイクロマシンが回転磁場に追従できなくなった。これ以上の周波数で駆動させるには磁気駆動マイクロマシンの磁化もしくは磁場を大きくすれば可能である。

Fig. 10 Driving velocity with different frequency of rotational magnetic field.

4・4 角度追従の動特性

次に、回転磁場の角度変化に対する磁気駆動マイクロマシンの追従性を調べた。重力の影響を調べるため、

- 1) 水平方向から水平を保ったまま 45° 回転磁場の角度を変化させる (図 11(a))
- 2) 水平方向から鉛直上向きに 45° 回転磁場の角度を変化させる (図 11(b))

という二つの操作を行った。そして、磁気駆動マイクロマシンの角度変化を顕微鏡により計測した。

図 11 (c) と (d) はそれぞれ、入力した回転磁場の方向と、磁気駆動マイクロマシンの角度変化を示している。磁気駆動マイクロマシンの時定数は 32[msec] であった。また、水平方向と鉛直方向に依らず角度追従性が同じである。このことは、磁気駆動マイクロマシンの中性浮力化が有効に機能していることを示している。

Fig. 11 Dynamic characteristics: Schematics of (a) horizontal and (b) vertical directional changing, (c) Input: change of rotational magnetic field, (d) Output: angle change of magnetic micromachine.

5. マイクロ化への挑戦

5・1 マイクロ化の利点

体内手術用に使うマイクロマシンは、力を出す必要があるため mm スケールが適している。一方、 μm スケールのマイクロマシンは狭い空間を移動できるという利点がある。そのため、ドラッグデリバリーシステムやハイパーサーミアなどへの応用が期待される。そこで、磁気駆動マイクロマシンのマイクロ化を行った。

5・2 2 光子マイクロ光造形法の利点

磁気駆動マイクロマシンをマイクロ化するために、当研究室で開発した 2 光子マイクロ光造形装置を用いた (図 12(a))。2 光子マイクロ光造形法は、光硬化樹脂の 2 光子吸収という現象を利用する。2 光子吸収により焦点近傍の光硬化樹脂のみが硬化する。そして、図 12(a) のように焦点を走査することで 3 次元マイクロ構造物が造形できる⁽⁸⁾。加工分解能が 160[nm] と高いことが特長である。一方、2 光子吸収を起こすために、高い光強度の赤外光が必要となる。

図 12(b) は、当研究室で開発してきた 2 光子マイクロ光造形装置の概略図である。コンピュータにより、高速メカニカルシャッター、XYZ ステージ、ガルバノスキャナを制御できる。高速メカニカルシャッターは、レーザーの On/Off を制御する。XYZ ステージで造形開始点と焦点を調節する。そして、ガルバノスキャナにより焦点を XY 方向に高速で走査することができる。

基本的な造形手順を以下に示す。まず、カバーガラスに樹脂をのせ、焦点をカバーガラスの表面へあわせる。つぎに、ガルバノスキャナで XY 方向へ焦点を走査させて 1 層造形する。最終層でなければステージにより Z 軸を下げて、次の層を造形する。これを最終層まで繰り返す。最終層の造形が終わったら、未効果樹脂をエタノールで洗浄する。

Fig. 12 Two photon microstereolithography (a) Fabrication process, (b) Two photon microstereolithography apparatus.

5・3 マイクロ化における課題

2光子マイクロ光造形法で磁性光硬化樹脂を使用したところ、焦点で気泡が生じて造形できなかった。磁性微粒子が光強度の高い赤外光を吸収し、熱が生じ気泡を発生させたと考えられる。よって、2光子マイクロ光造形法と磁性光硬化樹脂を同時に使うことはできない。

5・4 マイクロ化に向けた2ステップ造形プロセスの実現

気泡の問題を解決するため、われわれは造形プロセスを開発した。図13(a)にわれわれが開発した造形プロセスを示す。造形プロセスは次のように2つのステップをとる。

- 1) マイクロ光造形法と磁性光硬化樹脂を用いて、点状の構造物を造形する。
- 2) 2光子マイクロ光造形法を用いて、点状の磁性構造物に3次元マイクロ構造物を付加する。

このプロセスにより、2光子マイクロ光造形法と磁性光硬化樹脂を同時に使用する必要がなく、気泡の問題を回避できる。

具体的な造形手順はつぎのようになる。はじめに、マイクロ光造形装置(図5)と磁性光硬化樹脂(フェライト微粒子10[wt%], 増粘剤5[wt%], SCR770)を用いて、カバーガラス上に点状の3次元構造物を造形する。そして、未硬化樹脂をエタノールにより洗浄する。つぎに、造形した磁性構造物の上に光硬化樹脂(SCR701, ディーメック)をのせ、2光子マイクロ光造形装置(図12(b))にセットする。XYZステージにより造形位置と焦点をあわせ、2光子マイクロ光造形法により造形する。最後に、未硬化樹脂を洗浄液とエタノールで洗浄する。

図13(b)は開発した造形プロセスにより造形したバクテリア型の磁気駆動マイクロマシンのSEM画像である。螺旋の直径と長さは、それぞれ1[μm]と35[μm]である。開発した造形プロセスにより、磁性微粒子に焦点が当たらなければ、気泡が生じることなく造形することができた。また、3次元構造物を付加する際の位置決め精度はXYステージに依存し10[nm]となる。

5・5 水中駆動・制御の実証

造形したバクテリア型磁気駆動マイクロマシンの駆動実験を行った。まず、開発した造形プロセスを用いて、バクテリア型磁気駆動マイクロマシンを造形した。そして、洗浄液に30分浸漬させた。その後、洗浄液を水で置

換して、半径方向へ着磁した。最後に、インジェクターでバクテリア型磁気駆動マイクロマシンを剥がし、 $11.9[\text{kA/m}]$ 、 $75[\text{Hz}]$ の回転磁場をかけ駆動させた。

図 13(c) が駆動させたバクテリア型の磁気駆動マイクロマシンを顕微鏡で観察したものである。泳動速度を計測した結果、 $70[\mu\text{m/s}]$ であった。

Fig. 13 (a) 2 step micro fabrication process, (b) Bacterial type magnetic micromachine, (c) Driving in water.

6. 結 語

従来のマイクロマシンは中性浮力がなく、医療への応用がなされてこなかった。一方、われわれが開発した磁気駆動マイクロマシンは、以下の特長をもつ：

- 1) 遠隔 3 次元駆動・制御ができる
- 2) 6 自由度をもつ
- 3) 低磁場($2.7[\text{kA/m}]$ 以下)で駆動できる

さらに、 $10[\mu\text{m}]$ のサイズの磁気駆動マイクロマシンを造形する手法の開発に成功した。今回、本手法で作製した磁気駆動マイクロマシンは中性浮力化していないが、マイクロカプセルの直径がマイクロサイズになれば中性浮力化することは可能である。作製したマイクロマシンは狭い空間への移動も可能であり、新たな医用マイクロマシンへの発展が期待される。

本報により多くの課題を解決したが、図 1 のような医療応用の実現にはまだ課題が残っている。まず、今回はスクリュー型の磁気駆動マイクロマシンを作製したが、患部をかきあげたり押したりすることができていない。よって、磁気マイクロマシンの制御法を開発する必要がある。また、磁気駆動マイクロマシンの発生力を計測する必要がある。

以上のように課題はいくつもある。しかし、われわれは中性浮力化した 3 次元磁性マイクロ構造物を造形できる技術や、マイクロサイズの磁気マイクロマシンを造形する技術を確立した。これらの技術は医療にかかわらず多くの分野で応用できる技術である。また、どちらの技術も磁気駆動マイクロマシンの設計から開発まで短時間で終わることができる。手術の方式にあわせてマイクロマシンを設計・製作することもできるので、多くの医療マイクロマシンが創出されるであろう。夢だと思われていたマイクロマシンによる遠隔手術が現実のものとなるうとしている。より侵襲の少ないマイクロ手術を目指し、われわれは開発を進めていく。

文 献

- (1) Kobayashi, K. and Ikuta, K., “3D Magnetic Microactuator Made of Newly Developed Magnetically Modified Photocurable Polymer and Application to Swimming Micromachine and Microscrew pump,” *Proceedings of the IEEE 22nd International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS2009)*, (2009), pp. 11-14.
- (2) Kobayashi, K. and Ikuta, K., “Three-dimensional magnetic microstructures fabricated by microstereolithography,” *Applied Physics Letters*, Vol. 92 (2008), pp. 262505-1 – 262505-3.
- (3) Yamazaki, A., Sendoh, M., Ishiyama, K., Arai K.I., Kato R., Nakano, M., and Fukunaga, H., “Wireless micro swimming machine with magnetic thin film,” *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, (2004), pp. 272-276.
- (4) Zhang, L., Abbot, J.J., Dong, L., Kratochvil, B.E., Bell, D., and Nelson, B.J., “Artificial bacterial flagella: Fabrication and magnetic control,” *Applied Physics Letters*, Vol. 94 (2009), pp. 064107-1 – 064107-3.
- (5) Ghosh, A. and Fischer, P., “Controlled propulsion of artificial magnetic nanostructured propellers,” *Nano Letters*, Vol. 9, No. 6 (2009), pp. 2243-2245.
- (6) Kummer, M.P., Abbott, J.J., Kratochvil, B.E., Borer, R., Sengul, A., and Nelson, B.J., “OctoMag: An Electromagnetic System for 5-DOF Wireless Micromanipulation,” *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS*, Vol. 26, No. 6 (2010), pp. 1006-1017.
- (7) 小林謙吾, 生田幸士, “ハイブリッドマイクロ光造形法の高分解能化”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 74, No. 747 (2008), pp. 2809-2815.
- (8) Maruo, S., Ikuta, K., and Korogi, H., “Force-Controllable Optically Driven Micromachines Fabricated by Single-Step Two-Photon Microstereolithography,” *Journal of Microelectromechanical Systems*, Vol. 12, No. 5 (2003), pp. 533-539.
- (9) Tian, Y., Zhang, Y.-L., Ku, J.-F., He, Y., Xu, B.-B., Chen Q.-D., Xia, H. and Sun, H.-B., “High performance magnetically controllable microturbines,” *Lab on a Chip*, Vol. 10 (2010), pp. 2902-2905.
- (10) Maruo, S. and Ikuta, K., “Three-dimensional microfabrication by use of single-photon-absorbed polymerization,” *Applied Physics Letters*, Vol. 76 (2000), pp. 2656-2658.
- (11) Maruo, S., Nakamura, O. and Kawata, S., “Three-dimensional microfabrication with two-photon-absorbed photopolymerization,” *Optics Letters*, Vol. 22, No. 2, (1997), pp. 6951-6953.
- (12) Ikuta, K., Hirowatari, K., “Real Three Dimensional Micro Fabrication Using Stereo Lithography and Metal Molding,” *Proceedings of International Workshop on Micro Electromechanical Systems (MEMS'93)*, (1993), pp. 42-47.
- (13) 丸谷洋二, 大川和夫, 早川誠治, 斉藤直一郎, 中井孝, 光造形法 レーザーによる 3 次元プロッタ (1990), pp. 1-149 日刊工業新聞社.
- (14) 近角聡信, 強磁性体の物理(上), 物理学選書 4, 18, (1984), pp. 1-53, 裳華房.
- (15) Guo, S., Pan, Q., Khamesee, M.B., “Development of a novel type of microrobot for biomedical application,” *Microsystem Technologies*, Vol. 14 (2008), pp. 307-314.
- (16) Dreyfus, R., Baudry, J., Roper, M.L., Fermigier, M., Stone, H.A. and Bibette, J., “Microscopic artificial swimmers,” *Nature*, Vol. 437 (2005), pp. 862-865.
- (17) Vollmers, K., Frutiger, D.R., Kratochvil, B.E. and Nelson, B.J., “Wireless resonant magnetic microactuator for untethered mobile microrobots,” *Applied Physics Letters*, Vol. 92 (2008), pp. 2907697-1 – 2907697-3.
- (18) Yamazaki, A., Sendoh, M., Ishiyama, K., Hayase, T., Arai, K.I., “Three-dimensional analysis of swimming properties of a spiral-type magnetic micro-machine,” *Sensors and Actuators A*, Vol. 105 (2003), pp. 103-108.