超高速オンチップロボット Part II —フォトリソグラフィック・モデリングによる 磁気駆動マイクロツールの複合加工—

Ultrahigh-speed On-chip Robot Part II

- Composite Fabrication for Magnetically Driven Microtools by Photolithographic Modeling -

○正 萩原 将也 (名大) 正 川原 知洋 (名大)
正 飯島 徹 (室蘭工大) 正 山西 陽子 (名大)
正 新井 史人 (名大・ソウル大)

Masaya HAGIWARA, Nagoya University, hagiwara@biorobotics.mech.nagoya-u.ac.jp
Tomohiro KAWAHARA, Nagoya University,
Toru IJIMA, Muroran Institute of Technology, Yoko YAMANISHI, Nagoya University
Fumihito ARAI, Nagoya University and Seoul National University

This paper presents the comprehensive analysis of fluid force, the optimum design and its fabrication to reduce the fluid force on the magnetically driven microtool (MMT) by attaching riblet shape on the MMT. Ni and SU-8 composite fabrication is employed to form three-dimensional shape on the Ni-MMT. The evaluation experiments show the effectiveness of the riblet surface for the positioning accuracy, especially in the case of high speed actuation. In addition, since the MMT is covered by SU-8, which is biocompatible, it can be applied to cell manipulation without harm.

Key Words: Magnetically driven microtool, Riblet, On-chip robot, SU-8, friction reduction

1. 緒言

現在の細胞操作はマイクロマニピュレータを用いたマニュアル作業で行われるため、作業速度が遅く、オペレータの技能が成功率等の成績に影響することが問題となっている。そこでマイクロロボットにより細胞操作を行うことで、外乱の少ない閉空間下において作業者の技量に寄らない、再現性・処理能力の高い作業を達成するために、数多くの研究が行われている[1-3]。特に磁気駆動マイクロツール (Magnetically driven microtool: MMT) は mN オーダーの発生力と非接触による駆動によりオンチップでの細胞操作が可能なマイクロロボットとして非常に有用であるが[4, 5], MMT にかかる摩擦係数が高くその位置決め精度に課題があった。そこでこれまで筆者らは MMT にかかる摩擦係数を駆動方式により低減し[6], さらに超音波振動をかけることにより見かけの摩擦係数を大幅に低減することにより、最小 1.1 μm の位置決め精度を達成してきた[7]。しかし超音波振動による摩擦低減効果は速度依存性が高く、MMT が高速動作時においては有用性が衰え、位置決め精度が劣化してしまう問題があった。

さらにこれまで MMT の材質は永久磁石からの磁力を最大限発揮するため、強磁性体であるニッケルが用いられてきた。しかしニッケルは生体細胞に対して毒性があることが知られており、細胞に対して MMT の直接接触に対する生体適合性に課題があった。また、MMT はニッケルめっきにより作製されているため、加工の自由度が少なく三次元構造体を作製することが困難であった。

そこで本研究では、MMT にかかる流体摩擦解析を行い、MMT 表面に微小な溝群であるリブレット形状の最適設計を行い、MMT が超高速駆動領域においても安定的に精密操作が可能とすることを目的とする。さらにニッケルめっきで作製

した MMT と生体適合性のある SU-8 との複合加工を行うことにより、ニッケルの強磁性体を損なうことなく MMT に生体適合性を持たせ、SU-8 のネガレジストの利点を生かして MMT に最適設計されたリブレット三次元構造体を作製する。

図 1 に本研究のコンセプト図を示す。MMT とガラス基板との間に V 溝のリブレット形状を付与することで流体摩擦の低減を図る。リブレット形状にはピッチ、溝深さ等のパラメータがあるが、数理解析により最適形状を算出して、SU-8 による複合三次元加工を行い、超高速領域における安定駆動を達成する。以下に本目的を達成するための流体解析、設計最適化、ファブリケーション、及び駆動実験を示す。

Fig. 1 Concept of the riblet surface on the MMT

Fig. 2 Definition of the variables for the riblet

2. リブレット最適設計

自動車や航空機などにおける表面や管路の内壁に生じる流体摩擦抵抗を軽減させるために、流れ方向に規則正しく並べられた溝群であるリブレット形状を表面に付与することが効果的であることが実証されている[8, 9]。以下においてこのリブレット形状による MMT にかかる圧力解析を行い、MMT にかかる流体摩擦を最小にするためのリブレット設計を行う。リブレット表面にかかる圧力解析を行う上で、まずリブレット形状を流れ方向に対して前面を I 区間、後面を II 区間として区分する。図 2 にリブレット形状の主要な変数を定義する。任意の位置 x におけるリブレットの底面からの高さ $h(x)$ は

$$h(x) = h_1 - (h_1 - h_2) \frac{x}{B} = h_1 \{a - (a-1) \cdot \bar{x}\} \quad (1)$$

$$\because a = h_1/h_2, \quad \bar{x} = x/B$$

(1)式を微分すると、

$$dx = -\frac{B}{h_2(a-1)} dh \quad (2)$$

ここで、 $P(0) = P(B) = 0$ として、粘性抵抗を η とすると I 区間におけるレイノルズ方程式より

$$\frac{d}{dx} \left(\frac{h^3}{\eta} \frac{dP}{dx} \right) = 6U \frac{dh}{dx} \quad (3)$$

$$I_2(x) = \int_0^x \frac{dx}{h^2}, \quad I_3 = \int_0^x \frac{dx}{h^3}, \quad h_m = \frac{I_2(B)}{I_3(B)} \quad \text{とすると}$$

$$I_2(x) = \frac{B}{h_2(a-1)} \left(\frac{1}{h} - \frac{1}{h_1} \right), \quad I_3(x) = \frac{B}{2h_2(a-1)} \left(\frac{1}{h^2} - \frac{1}{h_1^2} \right)$$

$$h_m = \frac{I_2(B)}{I_3(B)} = \frac{2h_1h_2}{h_1 + h_2} \quad \text{であるから}$$

$$P(x) = 6\eta U \{I_2(x) - h_m I_3(x)\} \\ = 6\eta U \left[\frac{B}{h_2(a-1)} \left(\frac{1}{h} - \frac{1}{h_1} \right) - \frac{2h_1h_2}{h_1 + h_2} \left\{ \frac{B}{2h_2(a-1)} \left(\frac{1}{h^2} - \frac{1}{h_1^2} \right) \right\} \right]$$

$$\text{ここで、} \bar{h} = \frac{h}{h_2} = a - (a-1) \cdot \bar{x} \quad \text{とおくことで、}$$

$$P = \frac{6\eta UB}{h_2^2} \frac{1}{a-1} \left\{ \frac{1}{\bar{h}} - \frac{1}{a} - \frac{a}{1+a} \left(\frac{1}{\bar{h}^2} - \frac{1}{a^2} \right) \right\} \quad (4)$$

となる。II 区分についても同様に計算することで、

$$P = \frac{6\eta UB}{h_1^2} \frac{1}{a-1} \left\{ \frac{a}{1+a} \left(\frac{1}{\bar{h}^2} - \frac{1}{a^2} \right) - \frac{1}{\bar{h}} + \frac{1}{a} \right\} \quad (5)$$

図 3 に水中を動作するリブレットの圧力分布を $B = 250 \mu\text{m}$, $h_1 = 10 \mu\text{m}$, $h_2 = 5 \mu\text{m}$, $U = 5 \text{ mm/sec}$, $\eta = 0.882 \times 10^3$

Fig. 3 Pressure distribution on the riblet surface ($B = 500 \mu\text{m}$, $h_1 = 10 \mu\text{m}$, $h_2 = 5 \mu\text{m}$, $U = 5 \text{ mm/sec}$)

Fig. 4 Optimum parameter of the riblet shape ($U = 5 \text{ mm/sec}$, $\phi 1 \text{ mm}$ neodymium magnet is applied)

(Pa·s)として示す。区分 I においては上向きの圧力が発生し、区分 II においては下向きの圧力が発生していることが分かる。この圧力分布をリブレット全面に対して積分すると常に正の値（上向き）を取ることが分かる。この壁面に対する上向きの力により、リブレット表面と壁面との間に生じる流体膜厚が広がり、流体摩擦力を低減する。

次に、マイクロ流体チップ内を動作する MMT にかかる流体摩擦力を低減するための最適設計値を算出する。ストライベック曲線からも、MMT とすべり平面との間の流体膜厚が大きければ大きいほど流体潤滑が有効に働くため、流体膜厚 h_2 を最大にするようリブレット幅 B 、高さ h_1 を設計することで MMT に働く流体摩擦力を最小に抑える。駆動速度は MMT の細胞操作においてよく利用される速度領域として、 5 mm/sec として設定する。

リブレットを付与した MMT における垂直方向に作用する力は、MMT の重力 (F_1)、磁力の垂直方向成分 (F_2)、リブレットにかかる流体圧 (F_3) の三力である。MMT 駆動時においては、この三力のつり合いが取られることにより、MMT とすべり平

面との間の膜厚が保たれる。つまり、

$$F1 + F2 + F3 = 0 \quad \dots \dots \dots (6)$$

$F1, F2$ は容易に測定可能であるため、式(4) (あるいは(5)), (6)から h_2 が最大となる h_1, B の組み合わせを算出する。

図4に(6)式を満たす h_1, h_2, B の組み合わせを計算した結果を示す。ここで、4つのNi円板を配置した対自由度MMT[6]の重力は $5 \mu\text{N}$ であり、磁力の水平方向の大きさは水平磁極方式を利用した場合1mm円柱のネオジム磁石において $23 \mu\text{N}$ であった。図4の結果から、MMTの間の流体膜厚 h_2 はリブレット幅 B にほとんど依存することがなく h_1 より決定され、 $h_1 = 5.5 \mu\text{m}$ の際に h_2 が最大値 $2.0 \mu\text{m}$ (リブレット高さ $3.5 \mu\text{m}$) を得る。次のセクションでは、この最適設計値を用いて MMT にリブレット加工を行う。

3. MMT 三次元複合加工

MMT 表面に前節で求めた最適リブレット形状を製作するためには精密な3次元加工が求められるが、従来のニッケルめっきによる製作では MMT 表面にミクロンオーダーのリブレットをつけることは難しい。そこでSU-8の転写性と加工性の良さを利用して、ニッケルめっきにより製作した MMT とSU-8との複合加工により MMT 表面にリブレットを付与する。

図5にMMT三次元複合加工のプロセス図を示す。まずダイシングソーによりSiウェハ上にV溝形状を作成し、これをPDMS上に転写する。図6にSiウェハのSEM画像とPDMSに転写した際の断面図を示す。前節で求めた設計値 ($3.5 \mu\text{m}$) に対し、わずか $0.3 \mu\text{m}$ の誤差でPDMSにリブレット形状の製作・転写が可能である。次にV溝が転写されたPDMSの型にSU-8をスピコートし、 95°C でプリバイクしたのちに、ニッケルめっきで作成したMMTをSU-8上に設置する。そしてMMT下にリブレット形状が付与されるようバックサイドから露光して現像を行うことで、MMTの形状が現れる。そし

Fig. 5 Composite fabrication process of Ni – SU-8

てPDMSとSU-8の剥離性の良さから、超音波洗浄をかけることでPDMSの型からMMTをはがすことができ、ニッケルとSU-8との3次元複合加工が完成する。

図7に実際に作製されたニッケルとSU-8との複合加工の写真を示す。ニッケル MMT の周りをSU-8が覆っており、その表面にリブレットのスリットが刻まれていることが分かる。複合加工の一番の利点は、ニッケルとSU-8を合わせることで、MMTの本来の磁力の強さを損なうことなく、精密な三次元加工が達成可能である点である。また、SU-8を多段露光あるいはグレースケール露光を行うことにより、MMT先端の細胞操作部においても3次元のアームを作製することが可能である。また、一般にSU-8は生体適合材料であることが知られおり[10, 11], 細胞と直接接触する部位において細胞に毒性を与える心配もない。

4. 駆動評価実験

前節までに設計、製作したリブレット形状を持つMMTの駆動評価実験を行った。MMTは前節までに求めた最適設計値である、多自由度Ni MMTにSU-8で $3.5 \mu\text{m}$ 高さのリブレットを付与された設計を用いた。駆動は4つの $\phi 1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$ のネオジムマグネット($\text{Nd}_2\text{Fe}_{14}\text{B}$, grade: N40)をXYリニアステージ上に配置し、半径 0.5 mm の円軌道を描いた時のMMTとステージの位置誤差を、顕微鏡に設置したCCDカメラにより100点測定を行った。比較対象として、SU-8とMMTの複合加工で同形状に作製したMMTでリブレットを付与していないものについても同様に評価を行った。測定時の速度は 0.314 mm/sec (0.1 Hz)の低速から 15.7 mm/sec (5 Hz)の超

Fig. 6 (a) SEM image of Si wafer produced by dicing saw and (b) Side view of the transcribed PDMS

Fig. 7 Actual hybrid MMT of Ni and SU-8 with riblet surface

Fig. 8 Error of the MMT position to the drive stage in different stage velocities

高速駆動時まで測定を行った。

図 8 に実験結果を示す。低速領域においてはリブレットある、なしに関わらずステージに対して誤差は平均、偏差ともにさほど違いはないが、ステージの駆動が速くなるにつれて差が如実に表れ、リブレット付きの MMT の方が誤差を小さく抑えられていることが分かる。これは式 (4) または (5) を見ても分かるように MMT の駆動速度が速くなるにつれて、MMT にかかる上向きの力は大きくなり、MMT とガラス基板上の流体膜厚が大きくなるために、流体摩擦力が低減されているためである。

一般に摺動を行う物体は、そのすべり速度が速くなるにつれてストライベック曲線に従って摩擦力は大きくなり、位置決めが悪くなる傾向がある[12]。実際、従来の MMT は図 8 のリブレットなしの MMT が示すように、高速駆動になるに従いステージに対する MMT の駆動に遅れが生じ、位置決め誤差のばらつきも大きくなる傾向が強かった。一方、リブレット付きの MMT に関しては、その誤差の平均値、ばらつきともに低速時と高速時でほとんど変化が出てないことが分かる。つまり MMT の挙動に対して速度依存性が抑えられ、速度が変化しても MMT の挙動は変わらずに駆動できることを意味している。これにより、MMT は今後さらに高速に動作可能となり、その応用先であるオンチップでの細胞操作に関しても処理速度を大幅な向上が予想できる。

5. 結言

本稿では、マイクロ流体チップ内を動作する MMT 表面にマイクロスケールのリブレット形状を付与することにより、MMT にかかる流体摩擦力を低減することができ、MMT が超高速駆動時においても安定して駆動することが可能であることを示した。まず V 溝形状のリブレット表面にかかる圧力解析を行うことで、リブレットの有効性を解析的に示した。さらに解析結果をもとに、多自由度 MMT を対象にし、流体摩擦が最少とするために、MMT にかかる流体膜圧が最大となる

ようリブレット形状の最適化設計を行い、ニッケルと SU-8 の複合加工により、MMT が受ける磁力を低下させることなく MMT 表面に 3 次元微細形状であるリブレットの作製に成功した。そしてこの MMT を用いて駆動評価実験を行い、リブレットの有用性が特に超高速駆動時に表れることを示した。

本稿では MMT の駆動評価はリブレットの有無のみで行ったが、すでに我々はマイクロ流体チップに超音波振動をかけることで MMT にかかる見かけの摩擦力を大幅に低減し、位置決め精度を向上することを実証している[7]。しかし超音波による摩擦低減はその特性により駆動速度が速くなればなるほど低減効果が薄れてしまう弱点がある。一方、今回提案したリブレットは駆動速度に依存しないため、この二つの全く異なる原理による摩擦低減作用を併せることにより、MMT のマイクロ流体チップ内における超高速かつ超精密動作の達成が期待できる。今後超音波とリブレットを併用した際の最適振動数、振幅、リブレット形状と複合的に解析設計、評価を行っていく予定である。

謝辞

本研究は JST-SENTAN 及び、名古屋大学グローバル COE プログラム「マイクロ・ナノメカトロニクス教育研究拠点」の助成を得て行われたものである。

文 献

- [1] J. Castillo, M. Dimaki and W. E. Svendsen, "Manipulation of biological samples using micro and nano techniques", *Integrative Biology*, vol. 1, 30, 2009.
- [2] J. J. Abbott, K. E. Peyer, M. C. Lagomarsino, L. Zhang, L. Dong, I. K. Kaliakatos, and B. J. Nelson, "How should microrobots swim?", *The international journal of Robotics Research*, vol. 28, pp. 1434-1448, 2009.
- [3] C. Pawashe, S. Floyd, and M. Sitti, "Modeling and experimental characterization of an untethered magnetic micro-robot", *International Journal of Robotics Research*, vol. 28, pp. 1077-1095, 2009.
- [4] Y. Yamanishi, S. Sakuma, K. Onda, and F. Arai, "Powerful Actuation of Magnetized Microtools by Focused Magnetic Field for Particle Sorting in a Chip", *Biomd. Microdevices*, vol. 12, pp. 745-752, 2010.
- [5] Y. Yamanishi, L. Feng, and F. Arai, "On-demand and Size-Controlled Production of Emulsion Droplet by Magnetically Driven Microtool", *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2010.
- [6] M. Hagiwara, T. Kawahara, Y. Yamanishi, and F. Arai, "Driving Method of Microtool by Horizontally-arranged Permanent Magnets for Single Cell Manipulation", *Applied Physics Letters*, vol. 97, pp. 013701-1 -013701-3, 2010.
- [7] M. Hagiwara, T. Kawahara, L. Feng, Y. Yamanishi, F. Arai, "On-Chip Dual-Arm Microrobot Driven by Permanent Magnets for High-Speed Cell Enucleation", *Proc. of the 24th IEEE Int. Conf. on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*, pp.189-192, 2011.
- [8] Walsh, M. J., "Drag Characteristics of V-Groove and Transverse Curvature Riblets", *AIAA*, 72, pp. 168-184, 1980.
- [9] H. Choi, P. Moin, and J. Kim, "Direct numerical simulation of turbulent flow over riblets", *J. Fluid Mech.*, 255, pp. 503-539, 1993.
- [10] N. Chronis, L. P. Lee, "Electrothermally activated SU-8 microgripper for single cell manipulation in solution", *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 14, 4, pp. 857-863, (2005).
- [11] G. Voskerician, M. S. Shive, R. S. Shawgo, H. Recum, J. M. Anderson, M. J. Cima, R. Langer "Biocompatibility and biofouling of MEMS drug delivery devices", *Biomaterials*, vol. 24, pp. 1959-1967, 2003.
- [12] X. Lu, M. M. Khonsari, E. R. M. Gelinck, "The stribek curve: Experimental results and theoretical prediction", *Journal of Tribology*, vol. 128, pp. 789-794, 2006.