マイクロポンプ用微量流量計の研究開発

Study of Micro Flow-Sensor for Micro Pump

西山 尚 (非会員), 小西 義昭* (会員), 村上 元章* (非会員)

藤原 真人* (会員), 角田 直人 (非会員), 山田 幸生 (会員)

Hisashi NISHIYAMA Yoshiaki KONISHI Motoaki MURAKAMI

Masato FUJIWARA Naoto KAKUTA Yukio YAMADA

Abstract

A micro flow-sensor for measuring the flow rate from a micro pump to be used for insulin injection has been fabricated by MEMS (Micro Electro Mechanical System) technology and tested for the flow rates less than 20 $\mu\text{l}/\text{min}$. Two measuring methods of thermal type flow-sensor have been employed; i.e., thermo-tracing and temperature-comparison methods. Thermo-fluid analysis of the micro flow-sensor has been numerically conducted, and the numerical results have found to agree well with the experimental ones for both measuring methods. The temperature-comparison method has been found to be more stable and accurate than the thermo-tracing method in the flow rate range less than 10 $\mu\text{l}/\text{min}$.

Key Words

Micro flow-sensor, MEMS technology, Thermal type flow-sensor, Thermo-fluid analysis, Insulin injection

1. はじめに

連続的で厳格な血糖値管理を実現する人工臓器において、インスリン注入量の精度は重要な問題である。人工臓器に関しては、近年の MEMS (micro electro mechanical system) 技術を用いて、非常に小型で、体内埋め込みが可能なインスリン注入用ポンプの研究開発が進められている⁽¹⁾。現状のインスリン療法は皮下注射のため、インスリンの血中移行、血糖応答性に課題を残している。一方、体内への埋め込みは、患者の QOL (quality of life) の向上、血管合併症の予防、インスリン投与量の最適化の観点から長年求められてきた技術である

が、他の人工臓器と同様、装置の小型化、データ・エネルギーの伝送方法、生体適合性などの解決すべき課題がある。その中で、圧電素子を用いたダイアフラム型マイクロポンプ^(2,3)は小型かつ省電力であり、比較的安定した拍動型の流量特性を持つため、有望なポンプの1つと考えられている。しかし、如何に信頼性の高いマイクロポンプであっても、ポンプの運転状況の監視を行う流量計が必要である。このことは、流量計の情報をポンプにフィードバックするといった制御の目的よりも、ポンプの異常やカテーテルを含む配管系の閉塞等を検出するという、安全性の面からの要求が高い。

100 単位/ml のインスリン溶液をポンプによる注入に直接用いた場合、その流量は定常時に 0.5 $\mu\text{l}/\text{min}$ 、食後の血糖値上昇時でも 3.0 $\mu\text{l}/\text{min}$ 程度と極微量なインスリン注入量となる⁽³⁾。つまり、体内埋め込み化を実現するためには、ポンプと同様に軽量・小型・省電力性などの特徴を有しながら、上記のような極微量流量が測定可能な流量計が必要であるが、このような流量計は現在実用化されていない。

生体応用以外では、多種多様な測定原理の流量計が市販されているが、本研究では、主に小流量を対象とし、比較的原理が簡単で小型化が容易である熱式流量計⁽⁴⁾に着目した。熱

2004 年 5 月 4 日受理

2005 年 1 月 25 日最終原稿受理

電気通信大学 知能機械工学科

〒182-8585 東京都調布市調布ヶ丘 1-5-1

* 日機装株式会社

〒150-8677 東京都渋谷区恵比寿 3-43-2

Dept. of Mechanical Engineering and Intelligent Systems

Univ. of Electro-Communications

1-5-1 Chofugaoka, Chofu, Tokyo 182-8585

* NIKKISO CO., LTD.

3-43-2, Ebisu, Shibuya, Tokyo 150-8677

式流量計は、細管路のある点をヒータで加熱し、その上流および下流で温度を測定する構造が一般的である。流体が流れていないときは、ヒータの上下流に設置された2つの温度センサの温度は等しいが、流体が流れると2つの温度センサ間には流量に対応した温度差 ΔT が生じる。この温度差 ΔT を測定することにより流量を求める。例えば、鉛直に設置することが必要な逆U字形の細管を用いるもの⁽⁵⁾は、逆U字の頭頂部中央にヒータを設置し、その上下流の細管とサーモパイルを一体化した構造により温度差を測定する。このような微量流量計は主に半導体製造関連や燃料電池関連などの工業用に製作されており、生体に埋め込むにはサイズや鉛直設置という姿勢に関する制限、消費電力などの面で問題がある。

より小さな流量を計測する微量流量計として、最近 MEMS 技術を用いた各種の熱式マイクロフローセンサが研究開発されている⁽⁶⁻¹⁰⁾。それらの特徴を簡単に述べると、(1)気体を対象流体としたもの⁽⁶⁾、(2)2次元のシミュレーションを基にサイズ等の最適化を行うもの⁽⁷⁾、(3)シリコン基板上に形成し、熱損失を抑えた構造として感度を良くしたもの⁽⁸⁾、(4)メンブレイン型でMEMS技術によりサーミスタを組み込んだもの⁽⁹⁾、(5)六角形の微細ダクトを用い流れに直角に加熱細線を組み込んでその熱的性能を調べたもの⁽¹⁰⁾、などである。詳細は文献を参照されたい。

しかし、これらの各種マイクロフローセンサも、体内埋め込み型のインスリン用マイクロポンプのために使用するには不十分な面が多い。すなわち、本研究が対象とする流量計に要求されることは、流体が液体であり、数 $\mu\text{l}/\text{min}$ の流量範囲を対象とし、インスリン用マイクロポンプと一体化が可能なサイズと構造になっていることである。上記の研究された各種センサは、流量測定のために流路形状を特化したものが多く、ポンプと併せたシステムを構成させると装置全体のサイズが大きくなり、また、電極構造などが複雑となってしまうものが多い。本研究が目標とする体内での使用を考えると、誤作動を生じにくいシンプルな構造で、消費電力も抑える必要がある。ポンプの異常による逆向きの流れを検出できることも安全性の面から重要である。また、マイクロポンプの多くは拍動型のため、パルス流や脈動流の測定に対応した構造をもつ流量計であることが望ましい。

そこで本研究では、インスリン注入用マイクロポンプ⁽²⁾と一体化が可能で、加熱をパルス状に行うことにより消費電力を抑えた、小型の熱式微量流量計を試作する。流量測定原理として、熱トレース法と温度比較法を採用し、試作した流量計を用いて実験及び解析を行い、それぞれの手法の基本性能やその応用可能性について検討する。

2. 流量測定原理

熱式流量計としての熱トレース法と温度比較法について測

(a) Thermo-tracing method (b) Temperature-comparison method

Fig. 1 Measuring principles.

定原理を述べる。

2.1 熱トレース法

Fig. 1 (a) に熱トレース法の模式図を示す。熱トレース法は、一般に発熱体(Heater) 1 個とその下流に置いた温度センサ(Sensor) 2 個を用い、先ず流体を発熱体でパルス状に加熱し、温度センサ 1 と 2 で温度がピークとなる時間を測定し、この時間と流量の関係を校正しておく方法である。Fig. 1 (a) 下図に示されるように2つのセンサにおいて温度ピークの時間 t_1 , t_2 が現れ、このピーク時間差 $t_2 - t_1$ と流量の関係をあらかじめ校正しておけば、時間差 $t_2 - t_1$ を測定することにより流量を求めることができる。この測定方法を本研究では熱トレース法と呼ぶ。

この測定原理によれば、温度がピークとなる時間だけが必要であり、加熱される温度の大小にはよらないため、周囲環境などの影響を受けにくいことが特徴である。また、この測定原理ではピーク時間が正確に測定されなくてもはならないが、微小流量の場合にはピークがなだらかなるためピーク時間の測定誤差が大きくなりやすい。従って、温度ピーク時間 t_1 , t_2 が精度良く測定できる比較的大きな流量の測定に適している。なお、さらに上流に温度センサを2個追加して設置することにより、逆流の検出を行うことができる。

2.2 温度比較法

温度比較法の測定原理は、以下のようなものである。Fig. 1 (b) に示されるように、中央のヒータでパルス状に流体を加熱し、流体と壁面を移動してきた熱を、ヒータの上下流に配置された温度センサ 1 と 2 で温度上昇のピーク値 ΔT_1 , ΔT_2 を求める。このピークの比 $\Delta T_2 / \Delta T_1$ は流量に依存し、 $\Delta T_2 / \Delta T_1$ と流量の関係をあらかじめ校正しておけば、 $\Delta T_2 / \Delta T_1$ を測定することにより流量を求めることができる。なお、このピーク比は逆流の検出にも用いることができる。この測定方法を本研究では温度比較法と呼ぶ。

Fig. 2 Structure of micro flow-sensor

Fig. 3 Plan view of micro flow-sensor

この測定原理では、温度ピーク値 ΔT_1 、 ΔT_2 を正確に測定する必要があるため、温度センサに十分に熱が伝わらなければならない。従って、熱トレース法とは異なり、上流側にも熱伝導で熱が十分伝わる微量流量測定に適している。

3. MEMS 技術による流量計の作製

半導体プロセス技術を応用した MEMS 技術を用いて流量計を試作した。流量計は、エッチングにより断面積 $36 \mu\text{m} \times 500 \mu\text{m}$ の流路を形成させたガラス基板 (Fig. 2 (A)) と、蒸着・エッチングにより電気抵抗体として 5 本の金属薄膜 (ニッケル) のパターンを形成させたガラス基板 (Fig. 2 (B)) を接合した構造とした。流路の断面積は、測定対象とする流量に応じて設計する必要があるが、例えばさらに低流量の場合には、流路断面積をこれより小さくし、流速を上げることで精度の高い流量測定が可能である。

Fig. 3 はガラス基板の上から見た流量計の平面図であり、幅 $500 \mu\text{m}$ 、長さ 10 mm の流路に直角に 5 本の細線抵抗体 (上流から 1a, 2a, 3a, 4a, 5a) が配置されている。流路に接した 5 本の細線抵抗体は全て幅が $50 \mu\text{m}$ で長さが流路幅と同じ $500 \mu\text{m}$ であり、隣り合う細線の間隔は 0.5 mm である。抵抗体の

Fig. 4 Experimental apparatus

端子部は、まず幅 $300 \mu\text{m}$ とし、その後、幅 $1100 \mu\text{m}$ とした。製作上の制限から、幅 $300 \mu\text{m}$ の部分は Fig. 3 のように細線部の位置によって形状と長さが異なる。細線部および端子部のニッケル薄膜の厚さは全て $0.1 \mu\text{m}$ である。

中央の細線抵抗体 3a を加熱用、他の 4 本の細線抵抗体を温度測定用とした。細線抵抗体の存在する流路表面は、電気絶縁のためにシリコン樹脂 ($< 1 \mu\text{m}$ 厚) でコーティングした。

電気抵抗を測定した結果、1 本の細線抵抗体の抵抗値は 60Ω 、細線部と端子部全体を含む端子間では 110Ω となった。すなわち、端子間全体の抵抗のうち、流路部の細線抵抗体の抵抗が半分以上を占めることになり、抵抗体が存在する平面における単位面積当りの抵抗値を求めると、細線部では $2400 \Omega/\text{mm}^2$ 、端子部では $30 \Omega/\text{mm}^2$ 以下となる。従って、加熱用抵抗体 (3a) からの発熱による流体の加熱量に比べ、端子部の発熱によるガラス基板の加熱量は極めて小さく、流体がガラス壁面から受ける加熱の影響は無視できる程度であることが予想される。実際、後述する数値解析によってこのことは確かめられた。また、温度測定用抵抗体 (1a, 2a, 4a, 5a) においても、端子間全体の抵抗値変化は、流路部の温度上昇による細線抵抗体の抵抗値変化を反映していることを示している。

4. 実験

Fig. 4 に実験装置の概略を示す。流量計とそれに接続される配管の内部を液体で満たし、一定高さによる差圧を用いて一定な流量を生じさせた。液体には純水を使用した。体内に注入されるインスリン溶液と純水の熱および流れの物性値を 35°C において比較する。インスリン溶液と純水の熱伝導率はそれぞれ約 $0.54 \text{ W}/(\text{mK})$ 、および $0.62 \text{ W}/(\text{mK})$ 、粘性係数はそれぞれ、 0.72 mPas および 0.65 mPas 、密度はそれぞれ $0.98 \text{ g}/\text{cm}^3$ および $0.98 \text{ g}/\text{cm}^3$ である。このように、インスリン溶液の熱および流れの物性値は水とほぼ同じであるため、本実験結果はインスリン溶液にも適用できると考えてよい。なお、流路を構成するガラスの熱伝導率は約 $1.4 \text{ W}/(\text{mK})$ 、密度は約 $2.2 \text{ g}/\text{cm}^3$ である。実流量は流路出口からの流出液の積算質量

Fig. 7. Comparison between the measured and calculated times at temperature peaks of sensor 4a and 5a as a function of the flow rate.

Fig. 8. Comparison between the measured and calculated results for the thermo-tracing method.

Fig. 9. Comparison between the measured and calculated peak voltage differences at sensors 2a and 5a as a function of the flow rate.

Fig. 10. Comparison between the measured and calculated results for the temperature-comparison method.

さが0.25 mmで幅が0.05 mmの流路細線部と、長さが0.55 mmで幅が0.30 mmの端子部から成るとした。端子部の長さは計算モデルの z 方向長さに合わせて短くした。温度測定用および加熱用としての細線抵抗体の抵抗値は、温度の関数として式(6)で与えられる。

$$R = R_0 \times \{1 + a(T - T_0)\} \quad (6)$$

ここで R_0 は温度 T_0 での抵抗値であり、 a は温度係数である。抵抗体はニッケルであり、 $a = 0.25 \times 10^{-2} \text{ K}^{-1}$ と見積った。

加熱用抵抗体では、端子間に印加された電圧（実験においては5 V）と端子間抵抗値から電流 I を求め、Fig. 6 (b)の流路細線部における抵抗値 R を用いて式(7)により流路細線部の発熱量 M を計算した。

$$M = I^2 R \quad (7)$$

温度測定用細線抵抗体においても測定用の定電流(0.1 mA)による微小な発熱が考えられるため、これを式(7)で計算した。加熱用細線抵抗体で加熱する前に温度測定用細線抵抗体に定電流を流し、温度場が定常となった後に、加熱用細線抵抗体

にパルス幅0.04 sで5 Vを印加して加熱を行うという条件の下で計算を行った。

5.3 境界条件および計算法

式(2), (3), (4)で表される流体部、ガラス部および抵抗体のエネルギー保存式および熱伝導方程式を解く際に必要な境界条件等を以下に述べる。

まず、流体部、ガラス部および抵抗体は、それぞれの接続境界において温度が等しいとする。流路中心の対称面($x-y$ 面)においては、断熱(熱流束がゼロ)の境界条件を与える。ガラス壁の外面では自然対流が生じるとし、その自然対流熱伝達率 $h [\text{W}/(\text{m}^2\text{K})]$ は外壁面温度を T_w 、周囲温度を T_0 として式(8)により与えた⁽¹¹⁾。

$$h = 4.3 \times (T_w - T_0)^{1/4} \quad (8)$$

また、流体の流入部および流出部においては、液体の熱伝導による熱損失を等価的に一定の熱伝達率 $12 \text{ W}/(\text{m}^2\text{K})$ で外部に熱が伝わると仮定した。これらの数値が多少変化しても式(2), (3), (4)を解いた結果はほとんど影響を受けないことを確認している。

Fig. 11 Calculated temperature distributions.

以上の条件で式(2), (3), (4)に有限体積法を適用し時間発展させ、温度分布の時間変化を求めた。式(2)の対流項には一次精度の風上差分を用いた。要素分割は、温度勾配が大きい抵抗体付近と、物性値が変化する流体・ガラス壁・抵抗体の接続部付近を細かくし、 x 方向、 y 方向、 z 方向を不等間隔にそれぞれ449分割、85分割、25分割した。

6. 実験結果と解析結果

試作した微量流量計の実験結果と解析結果とを比較する。Fig. 7は、細線抵抗体4aと5aにおいて電圧値のピークを迎える時間と流量の関係を示す実験結果と解析結果の比較である。4aでは全流量にわたって比較的良好一致をみせているが、5aでは5.0 $\mu\text{l/min}$ 以下の低流量域において測定されたピーク時間にばらつきが見られる。これは、流量が小さくなると、熱伝導が支配的となり、温度の時間変化が緩やかになる結果、ピーク時間の決定において、誤差が大きくなるためである。

Fig. 8は、細線抵抗体4aと5aにおいて電圧値のピークを迎える時間の差 $t_{5a} - t_{4a}$ と流量の関係を示す熱トレース法の結果である。低流量域における5aのピーク時間の測定誤差の影響が相対的に大きいため、この流量域でばらつきが見られる。よって、高感度な温度測定細線抵抗体の選択及び細線抵抗体間距離や流路形状の最適化により、加熱用細線抵抗体より遠い下流側細線抵抗体5aの測定精度を向上させる必要がある。解析結果は7.5 $\mu\text{l/min}$ 以上では実験結果と比較的良好一致しているが、全体的に解析結果よりも実験結果がやや大きいことがわかる。

Fig. 9は、細線抵抗体2aと4aの温度変化に対応する電圧変化のピーク値 ΔV_{2a} 、 ΔV_{4a} と流量の関係を示している。Fig. 10は、2aと4aの電圧上昇ピーク値の比 $\Delta V_{4a} / \Delta V_{2a}$ と流量の関係を示す温度比較法の実験結果と解析結果の比較である。温度比較法の場合、実験結果のばらつきは低流量域では小さいが、

高流量域では大きくなる傾向がある。解析結果と実験結果は、低流量域では極めてよく一致しているが、高流量域では解析結果よりも実験結果の方がやや大きくなっている。

Fig. 11は、流量が0.0 $\mu\text{l/min}$ 及び10.0 $\mu\text{l/min}$ の場合に、ヒータ加熱直前(A) ($t = 0$ s)、加熱終了直後(B) ($t = 0.04$ s)、加熱終了から0.5 s後(C) ($t = 0.54$ s)の細線抵抗体と流体の接触面における y 方向から見た温度分布の解析結果を可視化したものである。加熱直前の温度分布(A)から、温度測定用細線抵抗体による温度上昇は0.09 $^{\circ}\text{C}$ 以下となっていることが示された。加熱終了直後の温度分布(B)より、発熱が流路部に集中し、流路壁の加熱が相対的に小さいことがわかる。また、加熱により流体の温度上昇が30.0 $^{\circ}\text{C}$ 以上となっているが、加熱時間0.04 sとの兼ね合いで今後検討すべき課題である。加熱終了から0.5 s後(C)の温度分布から、加熱直後には50.0 $^{\circ}\text{C}$ 以上となっていた細線抵抗体の温度が、21.0 $^{\circ}\text{C}$ まで低下していることがわかる。

本流量計の消費電力は、毎秒1回計測を行うとすると、パルス加熱用電力は約10 mW、温度測定用電力は約4 μW となる。流量計の消費電力はマイクロポンプシステム全体の消費電力よりもかなり小さいことが要求されるが、従来型の充電型電池を用いるとするとその容量は約5 WHであり、充電間隔を10日間と仮定すると、全体の消費電力は20 mW以下と試算される。したがって、本流量計の消費電力10 mWはさらに低減する必要がある。

7. 考察

作製した流量計は、検出部の構造が、金属薄膜細線を5本並べた非常にシンプルなもの、体内埋め込みが可能となる特徴を備えることができたといえる。消費電力については、マイクロポンプシステム全体の10%程度にまで今後さらに低減させることが望まれる。今回、電極端子部を比較的大き

く作製したが、流路内の検出部分の長さは2 mm程度であり、マイクロポンプの吐出口と吸込口の近傍に複数個配置したとしても、マイクロポンプ全体のサイズからみてスペースを圧迫することはない。細線抵抗体の間隔、流路断面積などは、管路型の熱式流量計に関する基礎研究⁽²⁾と数種類の試作品による結果を基に決定したが、シミュレーションを援用して、さらに調整の余地はあると考えている。

本流量計はガラスを基板としたが、ガラスと熱物性値の大きな差がないシリコンならば、構造、作動条件は今回の事例を適用できると思われる。また、構造のシンプルさを考えると、樹脂材料を基板とすることも可能かもしれない。仮に樹脂材料に同様な微細構造を作製できれば、樹脂材料は熱伝導率が小さいため流体以外への熱拡散が抑えられ、熱式の流量計として測定精度の大幅な向上が容易に想像される。

実験結果は、0.0 ~ 20.0 $\mu\text{l/min}$ の流量範囲で流量計として機能することを示した。ただし、熱トレース法については、低流量域で測定の際のばらつきが大きく、特に、細線抵抗体 5a でのばらつきが大きかった (Fig. 7)。仮に細線抵抗体特性や外乱に起因する誤差が 4a と同じだとすると、加熱用細線抵抗体 3a から離れている分、5a は上昇温度のピーク値が 4a より小さく、また、時間的になだらかな変化となるためピーク時刻の検出の精度が落ちてしまう。また、低流速の領域では、流体内の熱伝導の影響が相対的に大きくなるため、移流による熱移動の情報が温度変化に現れ難くなることも要因である。

一方、温度比較法ではデータのばらつきが小さく、シミュレーション結果とも非常によい一致を示した (Fig. 10)。温度比較法は、現象の時間的変動成分に左右されず、熱収支に基づいた方法といえるため、測定中に周囲の顕著な温度変化がなければ、低流量域でも安定したデータを取りやすい。以上より、本実験の条件に関しては、温度比較法が優れているといえるかもしれないが、熱トレース法は、逆に時刻の情報を利用するため、流量計の材質や流体の種類、環境条件に依存しないという特徴をもつ。流量とピーク時間の関係は線形であるため、その解釈もしやすく、また、流路断面積が変わらなければ、理論的には校正データは共通に使用できるという利点をもつ。故に、広範囲の流量の測定では、両手法を組み合わせることが有効で、かつ信頼性を高めると考えられる。本流量計はこれら2つの方法による測定を同時に行うことが可能である。

今回の実験では連続流のみを対象にしたが、本流量計の使用を想定しているインスリン用マイクロポンプ⁽²⁾をはじめ、マイクロポンプの多くは周期的、パルスの吐出動作を行う。現時点では、このような動作に対して、連続測定により平均化した流量の測定は可能であることを確かめているが、流量波形を精度よく再現するまでには至っていない。よって、パルス流や脈動流に対しても本流量計が適用可能であることを

今後研究する必要がある。

8. 結論

マイクロポンプ用微量流量計を MEMS 技術により試作し、0.0 ~ 20.0 $\mu\text{l/min}$ の流量範囲に関して実験及び解析を行った。熱トレース法と温度比較法の両手法について実験結果と解析結果を比較し、流量計としての有用性を確かめることができた。ただし、熱トレース法については、ピーク時間の測定誤差が大きいため、特に低流量範囲で測定の際のばらつきが相対的に大きくなった。温度比較法ではより安定した誤差の少ない測定が可能であった。両手法を組み合わせることにより、インスリンポンプの流量範囲をカバーすることが可能であり、インスリンポンプと組み合わせたシステムの構成が可能であることを示した。

参考文献

- (1) 七里元亮, 榊田典治, 西田健朗, 「Ⅲ-2 人工臓器」, 先端医療シリーズ 1: 21 世紀への人工臓器 (岡田昌義, 安田慶秀編), 先端医療技術研究所, 1998, pp. 157-165.
- (2) 小西義昭, 「人工臓器用マイクロポンプ」, エレクトロニクス実装学会誌, 2002, Vol. 5, No. 2, pp. 131-134.
- (3) 小西義昭, 藤原真人, 村上元章, 「人工臓器用マイクロポンプ」, ターボ機械協会誌, 2004, Vol. 32, No. 9, pp. 90-93.
- (4) 松山裕, 「実用 流量測定」, (財) 省エネルギーセンター, 1995, pp. 145-151.
- (5) 横田弘一, 「最近の微小液体質量流量計測・制御」, 計測技術, 2003, 3 月号, pp. 29-33.
- (6) 上運天昭司, 「マイクロフローセンサとその応用」, 計測と制御, 2003, Vol. 42, No. 12, pp. 998-1004.
- (7) A. Rasmussen, C. Mavriplis, M. E. Zaghloul, O. Mikulchenko, and K. Mayaram, "Simulation and optimization of a microfluidic flow sensor," *Sensors and Actuators*, 2001, Vol. A88, pp. 121-132.
- (8) S. Wu, Q. Lin, Y. Yuen, and Y.-C. Tai, "MEMS flow sensors for nano-fluidic applications," *Sensors and Actuators*, 2001, Vol. A89, pp. 152-158.
- (9) H. Ernst, A. Jachimowicz, and G. A. Urban, "High resolution flow characterization in Bio-MEMS," *Sensors and Actuators*, 2002, Vol. A100, pp. 54-62.
- (10) N. Damean, P. P. L. Regtien, and M. Elwenspoek, "Heat transfer in a MEMS for microfluidics," *Sensors and Actuators*, 2003, Vol. A105, pp. 137-149.
- (11) 日本機械学会, 「伝熱工学資料 (改訂第4版)」, 第2章 対流伝熱, 日本機械学会, 1986, pp. 42-113.