

[B29]熱式極微量流量計の研究

機械制御工学専攻 山田研究室
0233053 西山 尚

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 systems) 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⁾。しかし、如何に信頼性の高いポンプであっても、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に加え、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も高い。

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、誤作動を生じにくいシンプルで小型化可能な構造・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。

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、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、それぞれの手法の特性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定原理を述べる。

2.1 熱トレース法

図 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。図 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的时间 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

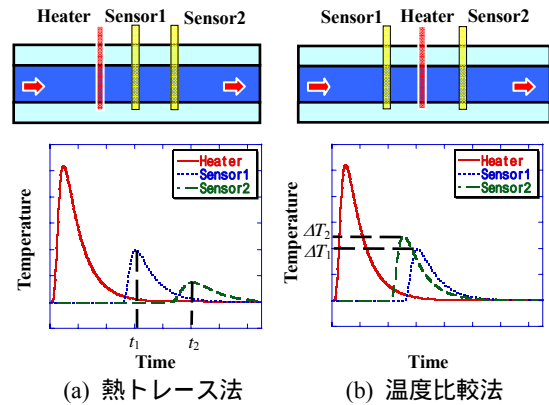


図 1 流量測定原理

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。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。図 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。この測定方法を温度比較法と呼ぶ。

3 MEMS 技術による流量計の作製

半導体プロセス技術を用いた 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 (図 2) 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 (図 2) を接合した構造とした。

図 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 10mm の流路に直角に 0.5mm 間隔で幅 $30\mu\text{m}$ ・厚さ $0.1\mu\text{m}$ の抵抗体素子(細線部)が5本配置されている。その抵抗体素子に連結している電極部は、まず幅 $300\mu\text{m}$ とし、その後、幅 $1100\mu\text{m}$ とした。

中央の抵抗体素子を加熱用 (Heater)、他の4本の抵抗体

素子を测温用(上流から CH1, CH2, CH3, CH4)とした。抵抗素子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 μm 厚) でコーティングした。

4 実験方法

図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 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 W/(mK)、および 0.62 W/(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 g/cm³ および 0.98 g/cm³ 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。実流量は流路出口からの流出液の積算質量を電子天秤で一定時間測定することにより求めた。電子天秤上のピーカーより純水が蒸発することを防ぐため、液面には油膜を形成させた。加熱用抵抗体の電極間印可電圧を 5V、印可時間を 0.04 s とした。测温用抵抗体には 0.1 mA の定電流を流し、测温用抵抗体の抵抗変化を電圧変化に換算した後、その出力を 1010 倍に増幅し、サンプリング周波数 1.0kHz でデータを記録し、ローパス FIR (Finite Impulse Response) フィルタによりノイズ除去を行った。

はじめに述べたように、インスリン溶液の流量は最大で 3.0 μl/min 程度と考えられる。ただし、この値は個人差や用いるインスリン溶液の単位によって大きく変わる。また、流量計の測定限界を明らかにする必要もあるため、ここでは 20.0 μl/min までの流量範囲を研究対象とした。

5 解析方法

5.1 解析モデルと基礎方程式

流量計全体が流れの中心線に対して対称的な構造となっているため、解析対象は図5のように中心断面 ($x-y$ 面) から片側の 6.0 mm × 1.0 mm × 1.75 mm の領域とした。

想定した最大流量 20.0 μl/min で流路断面 36 μm × 500 μm で換算した最大平均流速は 18.5 mm/s である。インスリン溶液の物性値を水で代用すると、この場合のレイノルズ数は $Re = 1.45$ となる。円管内層流の速度助走区間 L は一般に $L \approx 0.05 Re D$ (D は管内径) で与えられる⁽⁵⁾。 D を流路の代表長さとする図5の流路では $D = 36 \mu\text{m}$ であるため、 $L \approx 2.61 \mu\text{m}$ となり、助走区間は十分小さい。従って、流路全域にわたって発達した層流と考えることができるため、流速分布 u は座標 y, z のみの関数となる矩形管内流れの解析解⁽⁶⁾、式(1)で与えられる定常流とした。

$$u(y, z) = \frac{Q}{d^3 W + \frac{32d^4}{\pi^5} \sum_{n=1,3,5,\dots} \left\{ \frac{1}{n^5} \cos(n\pi) \tanh\left(\frac{n\pi W}{4d}\right) \right\}} \times \left\{ \frac{y}{2}(2d-y) - \frac{16d^2}{\pi^3} \sum_{n=1,3,5,\dots} \frac{1}{n^3} \sin\left(\frac{n\pi}{2d}y\right) \frac{\cosh\{(n\pi/2d)z\}}{\cosh(n\pi W/4d)} \right\} \quad (1)$$

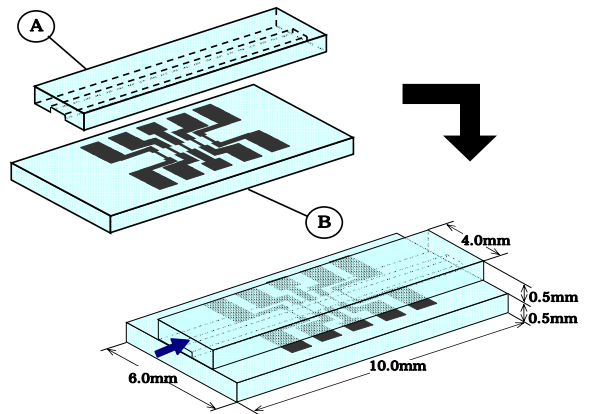


図2 MEMS型流量計の構造

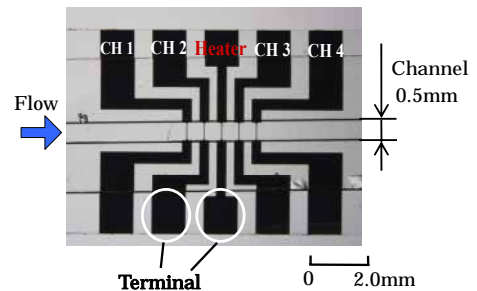


図3 MEMS型流量計の外観

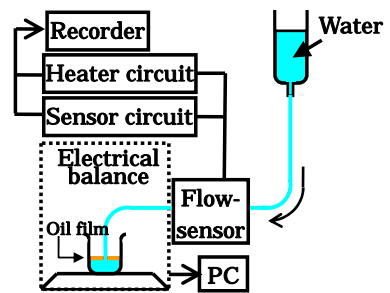


図4 実験装置

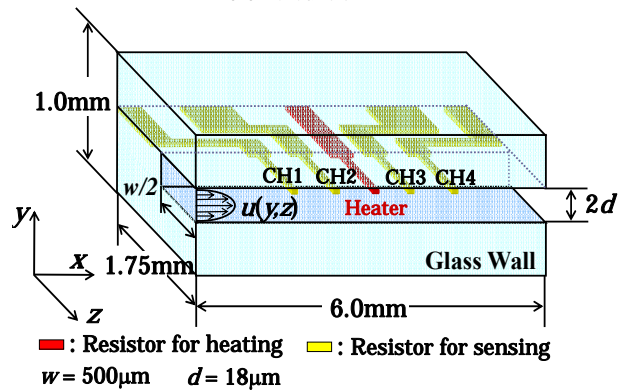


図5 解析モデル

ここで、 Q , W , $2H$ はそれぞれ流量、流路幅、流路高さである。

解析対象全域にわたり、流体部、ガラス壁、抵抗体のそれぞれに対しエネルギー保存を考えると、それぞれの温度 T_w , T_g , T_r に対する方程式(2), (3), (4)が得られる⁽⁵⁾。

$$\text{(流体部)} \quad \frac{\partial T_w}{\partial t} + u \frac{\partial T_w}{\partial x} = \alpha_w \left(\frac{\partial^2 T_w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_w}{\partial z^2} \right) \quad (2)$$

$$\text{(ガラス壁)} \quad \frac{\partial T_g}{\partial t} = \alpha_g \left(\frac{\partial^2 T_g}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_g}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_g}{\partial z^2} \right) \quad (3)$$

$$\text{(抵抗体)} \quad \frac{\partial T_r}{\partial t} = \alpha_r \left(\frac{\partial^2 T_r}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_r}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_r}{\partial z^2} \right) + \frac{M}{\rho_r c_r} \quad (4)$$

ここで、 $\alpha_w, \alpha_g, \alpha_r$ はそれぞれ流体、ガラス壁、抵抗体の熱拡散率、 M は抵抗体が発熱体として働く場合の発熱量、 ρ_r, c_r は抵抗体の密度、比熱である。通常、境界層近似では、 x 方向の熱伝導項は無視されるが、本研究のように流速が極めて小さい場合はこの項が効果を持つため、式(2)のように x 方向の熱伝導項も含める必要がある。

抵抗体の抵抗値は温度の関数として与え、その抵抗値を用い発熱量および測温用抵抗体の抵抗値変化に対する電圧変化を計算した。

5.2 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。管路中心の対称面($x-y$ 面)においては、断熱(熱流束がゼロ)の境界条件を与える。ガラス壁の外表面では自然対流が生じるとし、その自然対流熱伝達率 h [$W/(m^2K)$]は外表面温度を T_w 、周囲温度を T_0 として式(5)により与えた⁽⁵⁾。

$$h = 4.3 \times (T_w - T_0)^{1/4} \quad (5)$$

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 $W/(m^2K)$ 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。

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145分割、81分割、33分割した。

6 実験結果と解析結果

6.1 実験結果と解析結果の比較

図6に実験結果と解析結果を示す。実験において低流量域ではピーク時間 t_{CH3} , t_{CH4} の誤差が大きい。これは低流量域でピーク時間付近の電圧差の時間変化が小さいために、ピーク時間 t_{CH3} , t_{CH4} の測定で誤差が大きくなる。その結果、ピーク時間差 $t_{CH4} - t_{CH3}$ においても誤差が大きくなる。それに対し、図7の温度比較法では全流量域でピーク電圧差 ΔV_{CH2} , ΔV_{CH3} 測定誤差が小さいことがわかる。熱トレーサ法温度比較法はともに実験結果と解析結果が全体的に一致している。よって、解析モデルは試作流量計をよく模擬し、流量計の解析を行うために十分な精度が得られることが示された。

6.2 測定間隔の影響

測定間隔変化が与える各流量測定法への影響をヒータ・測温素子間距離が0.3, 0.5, 0.6, 1.0mmの場合について調べた。図8に測定間隔の違いによる各流量測定法の結果の

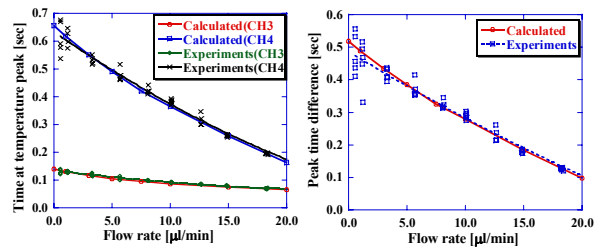


図6 実験結果と解析結果の比較(熱トレーサ法)

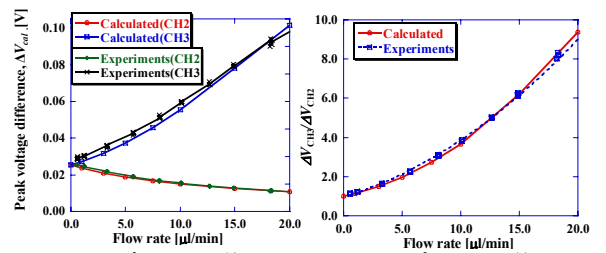


図7 実験結果と解析結果の比較(温度比較法)

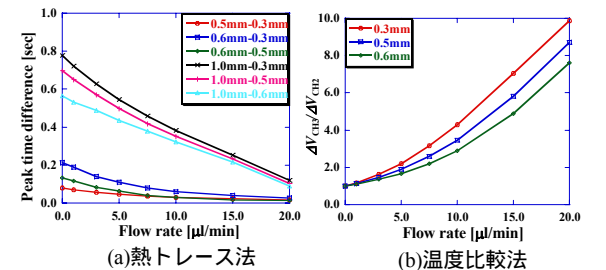


図8 測定間隔の影響

変化を示す。図8(a)より、熱トレーサ法では、測温素子間隔が広くなるにつれ流量変化に対するピーク時間差 $t_{CH4} - t_{CH3}$ の変化が大きくなる。また、ヒータからより遠い測温素子を用いると広い流量範囲でより大きい流量に対する時間差変化が得られる。

図8(b)より、ピーク電圧差 ΔV_{CH2} , ΔV_{CH3} はヒータにより近いと電圧変化が大きく、また、流量に対する変化も大きい。ピーク電圧差比 $\Delta V_{CH3} / \Delta V_{CH2}$ も測定間隔が小さいと流量に対する変化量が小さい。

6.3 加熱量の影響

印可電圧変化が与える各流量測定法への影響を調べた。印可電圧は1.15, 2.5, 5.0Vを用いた。図9, 10に印可電圧の違いによる各流量測定法の結果の変化を示す。ピーク時間 t_{CH3} , t_{CH4} は高流量域では印可電圧変化に対する影響が小さく、流量が小さくなるにつれその影響が顕著に表れる。これは高流量域では熱伝導による拡散の影響が移流による熱移動と比較し相対的に小さくなり流体の加えられた熱によるマーカの移動速度がピーク時間 t_{CH3} , t_{CH4} に比例するためである。それに対し、低流量域では熱伝導が支配的になる。また、熱伝導による温度の広がる速度は周囲との温度差・各点での温度差に影響する。より温度差が大きいほど温度が広がる速度は速くなる。そのため印可電圧(加熱量)が大きいほど各点での温度差が大きくなりピーク時間

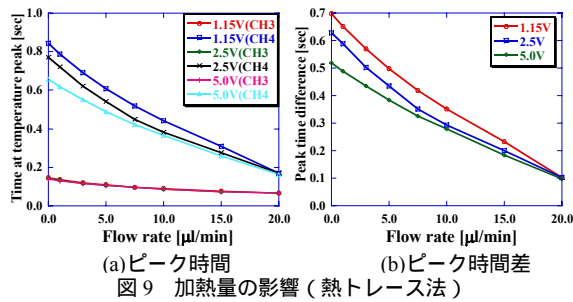


図9 加熱量の影響(熱トレース法)

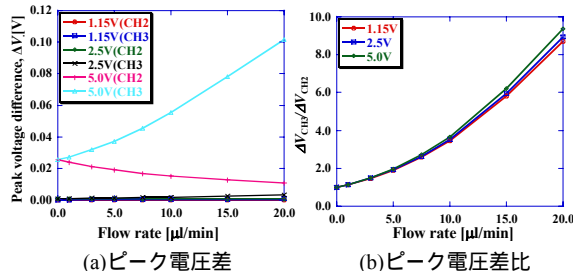


図10 加熱量の影響(温度比較法)

表1 流路壁材料の組み合わせ

	図2 A	図2 B (抵抗体側)
I	ガラス	
II	樹脂	
III	樹脂	ガラス
IV	ガラス	樹脂

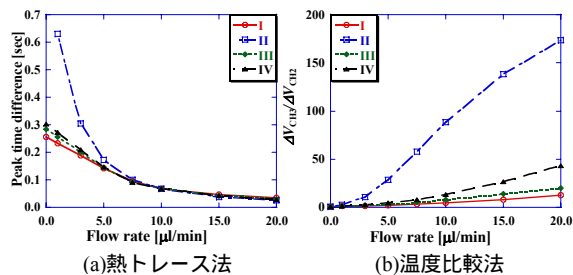


図11 流路壁物性の影響

t_{CH3} , t_{CH4} は早くなる。

ピーク電圧差 ΔV_{CH2} , ΔV_{CH3} は印可電圧が上がると共に上昇するが、ピーク電圧差比 $\Delta V_{CH3}/\Delta V_{CH2}$ は大きくは変化しないことが分かる。

6.4 流路壁の影響

流路壁の材質には測定対象である純水の熱伝導率 $0.146\text{mW}/(\text{m}\cdot\text{K})$ を基準として、熱拡散率が大きいガラス $0.680\text{mW}/(\text{m}\cdot\text{K})$ と熱伝導率が小さい樹脂 $0.102\text{mW}/(\text{m}\cdot\text{K})$ を用い、表1に示す組み合わせ解析を行った。

図11に流路材料の違いによる各流量測定法の結果の変化を示す。ピーク時間 t_{CH3} , t_{CH4} は $10.0\mu\text{l}/\text{min}$ 以上の高流量では流体の移流による熱移動が支配的であるため、流路壁の違いによる変化は小さい。これとは逆に $10.0\mu\text{l}/\text{min}$ の低流量域では流路壁の違いによるピーク時間 t_{CH3} , t_{CH4} の変化が大きくなる。流路壁が測定流体より熱伝導率が小さい樹脂のみの場合、壁内への熱の拡散が小さいため液体の温度降下が遅くピーク時間 t_{CH3} , t_{CH4} が遅くなる。また、

ヒータから遠い測温素子CH4では温度上昇が小さく、かつピーク時間付近の電圧差の時間変化が極めて小さいためピーク時間 t_{CH4} の測定ができない。ガラスと樹脂を組み合わせた流路壁を比較すると、樹脂のみに比べガラス壁が加わることにより2つ共にピーク時間 t_{CH3} , t_{CH4} が大幅に早くなる。また、抵抗体が蒸着される壁に樹脂を用いた方がピーク時間 t_{CH3} , t_{CH4} の時間変化が大きくなる。これは抵抗体側に樹脂を用いると加熱による流体の温度上昇が大きくなり、かつ、流路壁への熱拡散が小さく抵抗体の温度低下が遅くなるためである。

ピーク電圧差 ΔV_{CH2} , ΔV_{CH3} は低流量では流路壁内熱伝導が支配的で、高流量域では流体の移流が支配的となる。このため上流側測温素子CH2のピーク電圧差 ΔV_{CH2} は、抵抗体側流路壁の熱伝導率が小さいほどヒータ加熱による熱が壁内を伝わらず小さくなる。下流側測温素子CH3のピーク電圧差 ΔV_{CH3} は、流路壁への熱拡散が小さいもの、抵抗体側流路壁の熱拡散が小さいものほど流量に対する変化が大きくなる。これは、壁内の熱伝導率が小さいと一度加熱された流体の熱が壁内に拡散しにくいいため、熱マーカが高温度を保ったまま下流に移動するためである。また、流量が大きくなるにつれ流路壁材質に対するピーク電圧差 ΔV_{CH3} の変化が大きくなる。以上より、ピーク電圧差比 $\Delta V_{CH3}/\Delta V_{CH2}$ は上流側測温素子CH2の温度を上昇させる壁内を伝える熱が小さく、下流側測温素子CH3に移流により熱が伝わりやすい、つまり、流路壁への熱拡散が小さいもの、抵抗体側流路壁の熱拡散が小さいものほど流量に対する変化が大きくなる。

7 まとめ

熱式極微量流量計を試作し、 $0.0 \sim 20.0\mu\text{l}/\text{min}$ 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、有用性を確かめた。また、測定間隔、加熱量、流路壁材質の違いが与える測定結果への影響を示した。

参考文献

- (1) 七里元亮, 榊田典治, 西田健朗, 「 - 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) 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.
- (6) 渡辺敬三, 「機械工学基礎コース 流体力学 - 流れと損失」, 丸善株式会社, 2002, pp. 59-61.