

[B07] 人工膵臓用超微量流量センサ

機械制御工学科 山田研究室
9 8 1 3 0 9 2 西山 尚

1 序論

厳格な血糖管理を行いうる体内埋込型人工膵臓の実現に向け、非観血的、無侵襲で即時測定を連続的に可能にする光学的血糖値測定システムおよび、成人型糖尿病患者等に適用可能で、生体適合機能を有した長期的安定作動する駆動制御部と血糖値制御のためのインスリン注入ポンプからなる体内埋込型インスリン注入システムの開発が行われている。インスリンを注入する圧電素子を用いたマイクロポンプの開発も行われているが、そのマイクロポンプから注入されるインスリンの量は正確でなくてはならない。よって、インスリンの注入量の異常等を検出するための流量測定も重要な要素である。しかし毎分数 μl という超微量の流量センサは市販されておらず、また研究開発も行われていない。そこで本研究では、このシステム内の超微量流量センサとして熱式のものと考え、そのセンサ内における熱移動と流れの解析を行ってセンサの基本的性能を明らかにすることを目的とする。

2. 本流量計について

2.1 流量計の仕様

インスリンの注入量は、定常時 $0.5 \mu\text{l}/\text{min}$ 、食事後の血糖の上がる時は $3 \mu\text{l}/\text{min}$ 程度の流量である。これは、内径 0.4mm の管を使ったとしても平均流速 $0.066\text{mm}/\text{sec} \sim 0.397\text{mm}/\text{sec}$ という非常に遅い流れであり、レイノルズ数 Re は $0.0329 \sim 0.1979$ となる。実際にはマイクロポンプの動作形態から、流れは定常流ではなく間欠流となる可能性が高いが、本研究では第一段階として、流れは定常流とし加熱が間欠的に行われると考える。

2.2 流量測定原理

図 1 のように流路にサーミスタを 3 つ配置する。上流側のサーミスタ 1 は加熱用、下流側のサーミスタ 2, 3 は温度測定用である。加熱は間欠的に行われ、その温度上昇は流れに乗ってサーミスタ 2, 3 において測定される。サーミスタ 1 で加熱してからサーミスタ 2, 3 で温度のピークを迎えるまでの時間 t が流量の関数となる。よって流量を測定することができる。

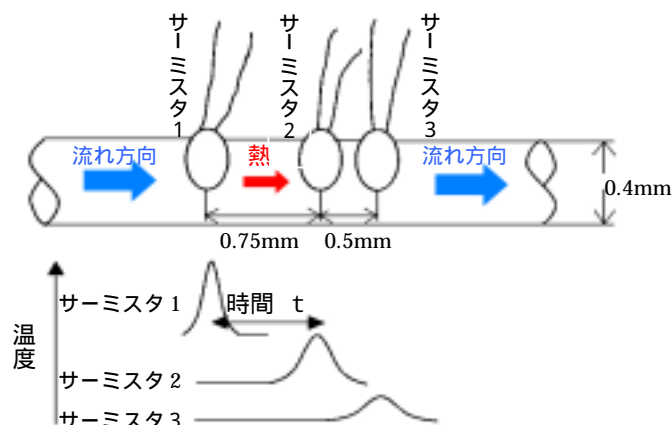


図 1 流量測定原理

3 計算モデルによる解析方法

3.1 計算モデル

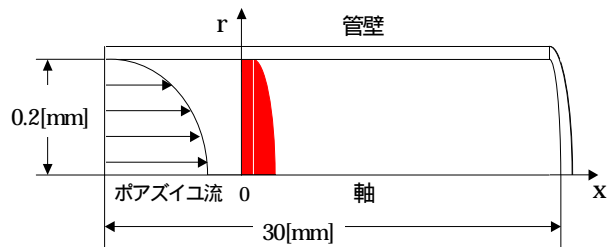


図 2 計算モデル

発達した層流(ポアズイコ流れ)の流れている円管において、 $x = 0$ における流体が加熱される(発熱すること)による温度分布の時間変化を数値解析により求め、サーミスタ 2, サーマスタ 3 の位置での温度変化を求める。サーミスタ 1 の加熱は $t = 0$ の一回のみの場合と、 $t = 0$ より $3[\text{sec}]$ 周期で加熱が行われる場合について解析を行った。加熱時間は 1.0ms 、加熱温度は 26°C である。

3.2 解析方法

エネルギー方程式

$$\rho c_p \left(\frac{\partial T}{\partial t} + u \frac{\partial T}{\partial x} \right) = \lambda \left[\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial T}{\partial r} \right) + \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} \right]$$

を離散化することにより、温度分布の時間変化を求める。この離散化では、コントロールボリューム法による有限差分法を用いる。計算領域の分割は流れ方向(x 方向)を均等 180 分割、径方向(r 方向)を均等 20 分割とする。

3.3 初期条件および境界条件

初期条件は $x=0$ において 26、 $x=0$ において 25 である。

境界条件は左端で温度一定、右端で x 方向の温度勾配ゼロ、軸で r 方向の温度勾配ゼロ。壁温一定の場合は管壁において温度一定、断熱壁の場合管壁において r 方向の温度勾配ゼロである。

4 実験方法について

実験は流量計および配管中を液で満たし、一定差圧により定常流れを発生させ、滴下する液体(水)を電子天秤上のピーカで受け、一定時間内の積算重量から流量を求めた。なお測定中のピーカ液面から蒸発による見かけの流量変化を抑えるため、液面には油膜を形成させた。

サーミスタ 1 を 0.1sec 加熱し、下流側のサーミスタ 2,3 で液温上昇がピークに達するまでの時間を測定した。

5 計算結果と実験結果

図 3 は断熱壁の場合の計算結果の可視化の図である。

断熱壁の場合、管壁へ温度が逃げない。また、管壁付近では流速が小さいので熱移動がほぼ熱伝導のみによる効果であり、管中心付近では熱伝導と流れによる熱移動の 2 つの効果である。その結果、平均流速が大きくなると高温部が管壁付近と管中心付近に 2 分される。

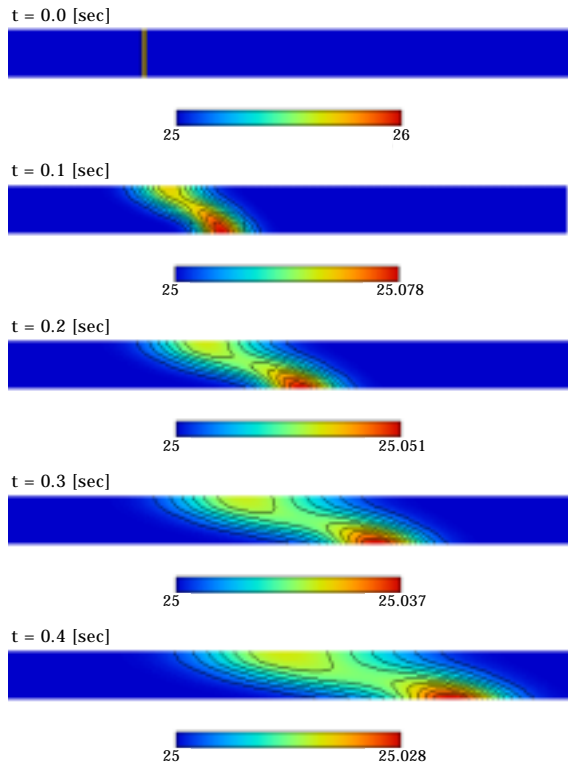


図 3 断熱壁での平均流速 1.26 mm/sec における計算結果の可視化

図 4 はサーミスタ 2,3 の加熱開始からピークまでの時間差を示している。実際は使用したサーミスタは被覆ガラスを含めたサーミスタの熱容量および熱伝導のため、温度上昇に遅れが生じることによるピーク時間のずれが生じる。そのため、サーミスタ 2,3 の時間差によりサーミスタの形状による誤差を取り除いた。

管壁温度一定の流速 0.0mm/sec におけるサーミスタ 3 では、管壁からの熱伝導により加熱された流体がサーミスタ 3 に達するまでに冷やされ、温度の変動が観察されないほど小さくなる。断熱壁の流速 0.0mm/sec におけるサーミスタ 2, 3 では、流速がなく周りが断熱のため、熱の逃げ場がないため温度がパルス状にならずに上昇し、加熱温度に収束するためピークが観察されない。

流速が小さいと管壁条件に大きく影響される。そのため実験では、サーミスタから他のサーミスタへ管壁を熱伝導で熱移動するため時間差が小さくなり計算結果と大きく異なる。

流速が増加すると、実験データと計算データとの差が小さくなる。これは流速が増加すると、流体と管壁との熱移動の効果が減少し、管壁の熱伝導の影響が小さくなるためである。

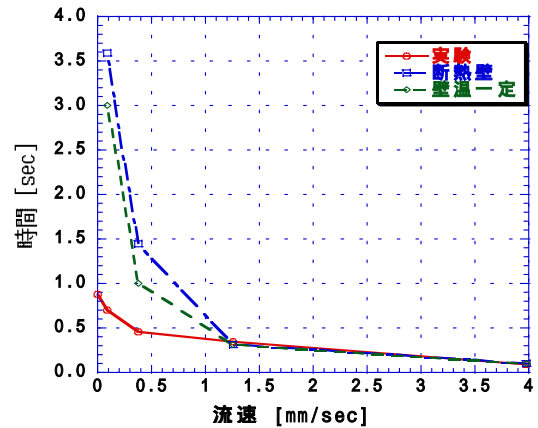


図 4 サーミスタ 2,3 の加熱開始からピークまでの時間差

6 結論

Re が 0.1 程度のポアズイコ流れの中の熱移動を数値計算により解析し、実験結果と比較し熱式の超微量流量センサが可能であることを示した。

今後、管壁や被覆ガラスを含めたサーミスタの熱容量と熱伝導を含めた解析を行う必要があることがわかった。

参考文献

- [1] 甲藤好郎：「伝熱概論」 養賢堂 (1964)
- [2] S.V.Patankar：「コンピュータによる熱移動とな流れの数値解析」 森北出版 (1985)
- [3] 河村洋,土方邦夫：「熱と流れのシミュレーション」 丸善 (1995)
- [4] 基礎流体力学編集委員会：「基礎 流体力学」 産業図書 (1989)