

人工呼吸器用フローセンサーのインサート成形の開発

Insert Molding System of Gas flow meter for artificial respirator

(株式会社ホクシンエレクトロニクス) 佐藤宗樹, ○田中義克, 清水浩樹
(秋田県産技セ) (正) 工藤素, 小笠原雄二

1. 諸言

従来, 人工呼吸器に使用されているフローセンサーは熱線式が多い. この方式は流路に絞りがあり, 熱線構造も介在しており, 大きな圧力損失が生じている. そこで, 圧力損失の小さい超音波式を用いることで, 患者が自発呼吸する際の負担を軽減することが考えられた.

また, 医療分野では, 医療行為の前後において, 機器機材の滅菌を行う. 一般的には, 簡便で安全な「蒸気滅菌」や「EOG滅菌」が主流で, 最近においては「プラズマ滅菌」も増えてきているが, 超音波式は, それら滅菌工程に対して比較的強い構造である.

人工呼吸器では, 様々な酸素濃度で吸気することがあり, 流量と同時に酸素濃度が測定できることが望ましい. さらに, 呼気の酸素濃度や二酸化炭素濃度が分かれば, 肺の換気能を知る上で重要な情報となる. 超音波式フローセンサーには, 音速測定機能があるので, これを利用して酸素や二酸化炭素などガス濃度を同時に測定できる可能性があり, ガス濃度検出と流量測定を兼ねた装置で, 尚且つ「滅菌」に耐える商品を作りたいという希望がある. そこで, 平成 18 年から, 人工呼吸器用のフローセンサーとして超音波式の基礎研究と商品化を進めてきた.

2. 実験

本研究開発では, 既に弊社開発品の人工呼吸器用の超音波流量計を用いて, 酸素濃度測定を可能とする方式と繰り返しの滅菌に耐える構造を確立することである.

酸素濃度測定については, 気体が窒素と酸素から構成されると仮定し, この混合気体の分子量を同定することによって酸素濃度を推定できる. 分子量は気体の音速から求められるが, 音速は気体の分子量だけでなく, 温度と湿度にも依存する. そこで, 温

度と湿度を特定の値に変換し固定する補正によって, 音速を気体の分子量(酸素濃度)だけの関数とすることで, 測定された音速から気体の分子量を同定する方式を見出した.

2.1 測定原理

弊社開発の超音波式フローセンサーにおける気体の音速と流量測定を図 1 に構成を示す. ガス流路の上流にあるセンサ Su から超音波が送信されて, 下流にあるセンサ Sd

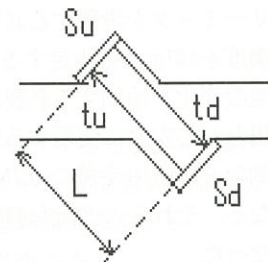


図 1 フローセンサー構成

でその超音波を受信するのに要する超音波伝搬時間を t_d , センサ S_d から超音波が送信されて, センサ S_u がそれを受信するのに要する超音波伝搬時間を t_u とする. $(t_u - t_d)$ は流速に比例するが, $(t_u + t_d)$ は流速による影響を打ち消しており音速に反比例する. したがって, 流速 V や音速 C には次のような関係が成立する.

$$V \propto (t_u - t_d)$$

$$C = \frac{2L}{t} = \frac{2L}{t_u + t_d}$$

$t = t_u + t_d$ は超音波往復伝搬時間, L はセンサ間の距離.

2.2 気体濃度と音速

気体の濃度と音速の関係について, 気体が酸素と窒素の 2 種類の混合気体であるとすると気体の分子量 M は酸素の分子量 M_A , 窒素の分子量 M_B , 酸素濃度 α_A および窒素濃度 α_B を用いて次式で表される.

$$\begin{aligned} M &= \alpha_A M_A + \alpha_B M_B \\ &= \alpha_A (M_A - M_B) + M_B \end{aligned}$$

$$\alpha_A + \alpha_B = 1$$

秋田県秋田市牛島東 1-11-8 Tel 018-837-0811
(株)ホクシンエレクトロニクス/開発部 田中義克
E-mail:yoshikatsu-tanaka@hokushin-elec.co.jp

一方、気体の分子量 M は音速 C と次の関係がある。

$$C = \sqrt{\frac{\gamma RT}{M}}$$

ここで、比熱比 $\gamma=1.4$ 、気体定数 $R=8314$ 、 T は絶対温度(°K)である。したがって、音速 C を求めることにより分子量 M が決まり、酸素濃度 α_A が定められる。

気体の音速は分子量だけでなく温度にも依存する。したがって、音速から分子量を求めるためには温度に依存しない値にする必要がある。

2.3 開発課題

そこでフローセンサーの測定管内に温度測定のためサーミスタを設置する必要があるが、酸素などガス濃度を精度よく測定するために 0.1°C 以上の精度で温度変化を検知する必要がある。また、人工呼吸器用として安全に使用するには、有害成分を含む接着剤などは使用せずに 0.2Mpa の耐圧の確保も必要となる。それらの性能を有する測定管の開発が課題となった。

3. 結果

本研究開発のフローセンサーの主要部である測定管はポリカーボネート樹脂(PC樹脂)製であり滅菌処理に対する耐久性を確認してある。

精度良く温度を測定するための構造について、小型のサーミスタ(図2)を選定した。測定管内部を通過するガスの温度変化を感度良く捉えるために、温度検知部先端は測定管の樹脂内部で、管の内面に近い位置(0.2mm 以下)に埋め込みたいが、サーミスタを直接インサート成形するには寸法形状にバラツキがあり不可能である。そこで一旦、サーミスタのリード付近をABS樹脂で覆った形状(図3)とした上で、それを利用して位置決めする構造の金型を用いて、更にサーミスタをABS樹脂で覆うインサート成形を施す(図4)。この「カバー」はサーミスタ先端部分を樹脂厚が 0.2mm で覆う構造を有する。

(図5) PC樹脂で成形する測定管にインサート成形する事により、「カバー」と測定管の異種樹脂が一時的な相互溶解状態を経由して接合されることを狙った方法で解決を図った。

その結果、「カバー」について測定管と同じPC樹脂で成形した場合に結合不全となり、カバーを比較的成形温度の低いABS樹脂で成形し、その後成形温度の高いPC樹脂で測定管にインサート成形する事により界面の強固な結合となる事を確認した(図6)。

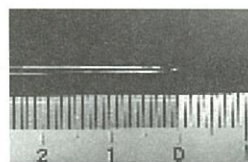


図2 サーミスタ

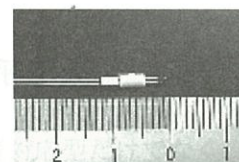


図3 プレモールド

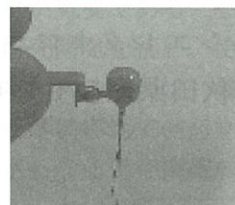


図4 カバー

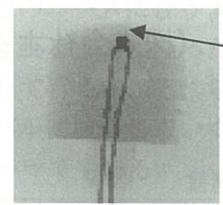
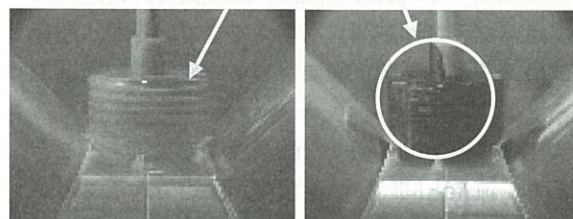
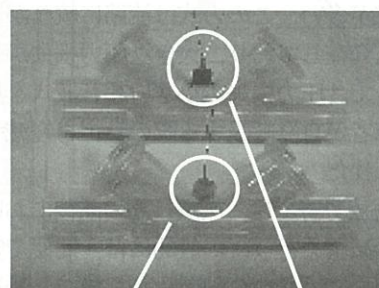


図5 カバーのX線撮



(ABS) 融合している (PC) 界面にエアが介在
図6 カバーの結合状態

4. まとめ

以上の実験結果から、「カバー」のサーミスタ先端部分の樹脂厚が 0.2mm であること、フローセンサー測定管との密着性が耐圧 0.2MPa 以上に保たれることを確認した。

また、サーミスタが樹脂に覆われることにより温度変化に対する応答性が低下するが、この低下をカバーするために僅かな温度変化を捉えて測定管内の気体温度を推定する方式とした。具体的には、サーミスタからの電気信号をAD変換し、その電圧から最適な温度の測定レンジを割り出す。次にその測定レンジに自動的に切り替え、更に電気信号を10倍に増幅しAD変換を行う。この方法により温度分解能が $1/100^\circ\text{C}$ 以下の測定が可能となった。また、この方法により低価格のマイコンを使ったシステムで高分解能な測定が可能となり、更に、今後の研究で、測定管内のサーミスタ部分の温度と流れる気体の温度との相関関係を求めることで、気体の温度を推定するアルゴリズムの開発を行う。このアルゴリズムを処理回路に組み込むことで、酸素濃度の測定精度向上が見込まれる。