

A-41 人工呼吸器を用いた呼吸器系のインピーダンス分布の推定法—波形の認識、演算法について—

東海大学医学部麻酔科、メディランド*

杵淵嘉夫、福山東雄、鈴木利保、滝口守、
山崎陽之介、蜂巢登男*

人工呼吸器を用いて、コンスタントフロー+プラトーの調節呼吸を行なったときに観測される気道内圧波形から、呼吸器系のインピーダンス分布を推定することができる。【理論】(1)インピーダンス要素の推定 上部気道を固い導管とみなし、粘性抵抗を R_1 で表す。末梢気道では、気管支のコンプライアンスを C_1 で、粘性抵抗を R_2 で表す。肺胞系はコンプライアンス C_2 で表す。胸郭はコンプライアンス C_w と機械抵抗 R_w で表し、肺のモデルにカスケードに接続する。吸気中では、コンスタントフロー I は C_1 と C_2 に流れ、気道内圧を一定の勾配 S_{AW} で上昇させる。吸気の停止直後、 R_1 の圧降下分に等しい垂直の圧降下が起こる。次いで C_1 から C_2 へフローの再分配が起こるため、緩やかな圧降下が生じ、プラトー圧になって静止する。吸気中の気道内圧と胸腔内圧の圧勾配を S_{AW} と S_w 、吸気停止直後の急速な圧降下部分をそれぞれ Δe_1 と Δe_3 、緩やかな圧降下部分を Δe_2 、その時定数を T とすると、

$$T = R_2 \cdot (C_1 \cdot C_2) / (C_1 + C_2)$$

$$S_{AW} - S_w = S = I / (C_1 + C_2)$$

$$\Delta e_1 = R_1 \cdot I$$

$$\Delta e_2 = R_2 \cdot I_2 \cdot C_2 / (C_1 + C_2)$$

$$S_w = I / C_w, \quad \Delta e_3 = R_w \cdot I$$

$$I = I_1 + I_2, \quad I_1 / C_1 = I_2 / C_2$$

が成り立つ。これらの式から R_1 、 R_2 、 C_1 、 C_2 、 R_w 、 C_w を算出する。(2)波形の認識 吸気停止の時点から ~ 200 msec 遡った部分で、最小二乗法(単回帰)を用いて、気道内圧波形 P_{AW} と胸腔内圧波形 P_w に

$$P_{AW} = S_{AW} \cdot t + C, \quad P_w = S_w \cdot t + C$$

を当てはめ、 S_{AW} と S_w を算出する。また、吸気停止の時点から 200 msec \sim 離れたプラトー部分の平均気道内圧 P_{LTAW} と平均胸腔内圧 P_{LTW} を算出する。吸気停止直後に共振による大きな振動が発生し、垂直な圧降下分を認識することが難しい場合がある。そこで、吸気停止の時点から $5 \sim 10$ msec 後に、最小二乗法(単回帰)を用い、気道内圧波形 P_{AW} に

$\ln(P_{AW} - P_{LTAW}) = \ln(P_{INT}) - t/T$ を当てはめ、 P_{INT} と T を算出する。吸気停止の時点の気道内圧と胸腔内圧を P_{MAXAW} と P_{MAXW} とすれば、
 $\Delta e_1 = P_{MAX} - (P_{INT} + P_{LTAW})$
 $\Delta e_2 = P_{INT}, \quad \Delta e_3 = P_{MAXW} - P_{LTW}$

である。【方法】メリアム型抵抗管とモデル肺(TTL 1600; Michigan)の2つのコンプライアンスを組み合わせる図1のモデル回路を構成した。人工呼吸器(E200; Newport Medical)を接続し、気道内圧に相当する接続部の圧波形を対象に、アルゴリズムにしたがって各モデル要素の値を算出する。【結果】吸気停止直後に共振振動が起こる場合があり、この振動が緩やかな圧降下部分に完全にオーバーラップする場合を除いて $\pm 10\%$ 以内の精度で各要素の値を推定できた。【考察】肺末梢部の時定数が小さい場合、吸気停止直後の共振振動を効果的に制動する工夫が必要かもしれない。病的肺では時定数が長くなるので、計測は相対的に容易になる。

