

## 人工呼吸器のメカニックス

人工呼吸器の換気駆動源としては、各社・各機その特徴を持っている。弊社では、新シリーズKV型人工呼吸器に、フロージェネレーター方式を採用している。

一般にフロージェネレーター方式は、高い圧力源からのガスフローにより『患者の気道抵抗やコンプライアンスの変動に対して、安定した換気量を維持する』とされている。

しかし、実際の器械製造の上では、表面には表われないことがらも多い。弊社人工呼吸器KV-2の使用経験では『モデル肺（コンプライアンス 50 ml/cmH<sub>2</sub>O）接続部に気道抵抗を接続し、気道内圧を 40 cmH<sub>2</sub>O まで上昇させた場合でも、93% の換気量が維持された<sup>1)</sup>』としている（呼吸回数 10 回/分）。

理論上はどうなるであろうか。平均気道内圧 20 cm H<sub>2</sub>O の回路に、駆動源圧力 2 kg/cm<sup>2</sup> のガスを供給する場合、圧力差が有効駆動圧力となるから、大気開放時と比べ、

$$\frac{2 \text{ kg/cm}^2}{2 \text{ kg/cm}^2} - \frac{(2 \text{ kg/cm}^2 - 20 \text{ cmH}_2\text{O/cm}^2)}{2 \text{ kg/cm}^2} = 0.01$$

となり、換気量は 1% 減少するだけである。

しかしながら、これは、フロージェネレーターに対して理想圧力源が得られた場合のことである。ピークフロー 30 l/分を供給するためには、フロージェネレーターに対し 150 l/分の供給フローが必要であるが、通常は、パイプラインの抵抗や器械内部のジョイントや圧力安定器等の抵抗分があり、充分フローが得られず、これにより圧力源や駆動源圧力が変動し、結果的に換気量の変動が生じる。

下表<sup>2)</sup>は、その実例である。器械供給圧力 4 kg/cm<sup>2</sup> の下で、ガスフローさせない時の駆動圧力に対し、40 l/分のガスを大気に開放した時、設定駆動圧力の低下が見られる。つまり換気量の減少が生じる。

	駆動圧力 (kg/cm <sup>2</sup> )			
フロー 0 l/分	3.0	2.5	2.0	1.5
フロー 40 l/分	2.68	2.24	1.72	1.25

駆動圧力 2 kg/cm<sup>2</sup> の時、単純に 40 l/分のフローを流そうとすると、14% の換気量減少を生ずることになる。

上記は抵抗の小さい大口径チューブや継手の使用などで、ある程度軽減できるが、器械の小型軽量化と反する手技となってしまう。

弊社では、このことに対する処置として、マイクロプロセッサへのデータに実測データを使用することで不都合を解消している。つまり、KV-2 の他、今後販売される上位機種には、ROM メモリー上に、一台毎、実測値を書き込むことにより、フロー対圧力変動のリニアライズを行うこととしている。その結果、コンプライアンス変化等に強い人工呼吸器が実現できる。むしろオーバーホール等による出荷時にも、換気量を再測定し、データのメンテナンスを行っている。

人工呼吸器の換気量については、別に問題がもう一つある。換気量を調整するのに、流量制御弁が必要であるが、この弁のヒステリシスが問題となる。電動モーター等によるベロウズ方式の呼吸器では、位置決めのための回数やストローク・リミッター、ベロウズ等のコンプレッション・ボリュームが換気量に影響するが、（先のKV-2 使用経験での減少も、麻酔用を使用した、to and flow 方式による約 650 ml のリザーブ蛇管のコンプレッション・ボリュームのための減少と思われる）フロージェネレーター方式の呼吸器では、流量制御弁の特性も無視できない。KV-2 においては、試作段階で、最大 17% のヒステリシスが低流量域で生じた<sup>2)</sup>。その後、部品改良等の結果、現在では低流量域でも 5% 以内のヒステリシスで製造が可能となっている<sup>2)</sup>。

KV-2 については、吸気立上り特性等、若干の改良の余地も考えられるが、麻酔器組み込み型の改良試作では、立上り特性も改良された。弊社では、更に使い易い人工呼吸器への改良・開発に努力を続けております。

参考文献 <sup>1)</sup>人工呼吸 3 : 131, 1986

<sup>2)</sup>社内データ

（木村医科器械企画開発 山田英充）