

# B-25 コンピュータにより換気パラメータが制御可能な小動物用人工呼吸制御装置の開発

○高原健爾・梅垣育裕・須田治彦・若松秀俊 (福井大学 工学部)

## 1 はじめに

医師が患者の状態を観察しながら患者に与えるべき換気量を決定している従来の人工呼吸制御法に代って、個体差や経時変化にも自動的に対応しながら望ましい特性が実現できるような肺胞気炭酸ガス濃度を指標とした適応制御による人工呼吸制御の方法が提案されている。しかしながら、制御システムで用いられている人工呼吸装置は自動制御を行ううえで、臨床に十分な機能を備えていない。ここでは人工呼吸の自動制御を精密に行うだけでなく、患者に生理的に余分な負担をかけることなく行えるような人工呼吸を行う方法を検討する。そのために、呼吸時の換気に関する基礎的な特性測定を行い、実際の呼吸に関して得られたデータをもとに任意の送気波形を生成可能でしかも、自発呼吸リズムから得られる信号またはコンピュータから与えられる信号によって換気周期を含めた制御が可能であるような人工呼吸装置の開発を行う。

## 2 人工呼吸装置の製作

従来臨床で用いられてきた人工呼吸装置は駆動のためのパラメータの設定が一方的であるため人工呼吸制御時に、患者の自発呼吸のリズムや呼吸波形に従った換気が困難であり、通常は一定のリズムでランプ状入力による吸気と、自然呼吸によって換気を行ってきた。このため患者は機械に従属した形で不自然な呼吸リズムを強いられることになり、装着時にかなりの不快感を伴うようである。これらの不都合をさけるため、種々の制御要請条件に適合可能で、患者の呼吸と同期をとりながら任意の波形で制御可能な人工呼吸装置の開発を行う。ここでは装置の開発に必要な基礎的なデータを得るために、呼吸リズムがどのような曲線を描くのかを測定する。また人工呼吸装置については換気特性を検討し、送気排気が如何なる曲線にしたがって行い得るのかについて考察する。

### 2.1 呼吸曲線の測定

呼吸曲線の測定を図1に従って行った。被験者の吸息と呼息の流速・流量を測定し、その値をA/D変換器を介してコンピュータに取り込み、これから呼吸曲線を得た。10人の被験者から集めたデータを基にして典型的な呼吸曲線を求めた。この際、呼吸リズムのピックアップ信号を並行して測定することにより、この信号と呼吸曲線との位相の関係をも調べた。

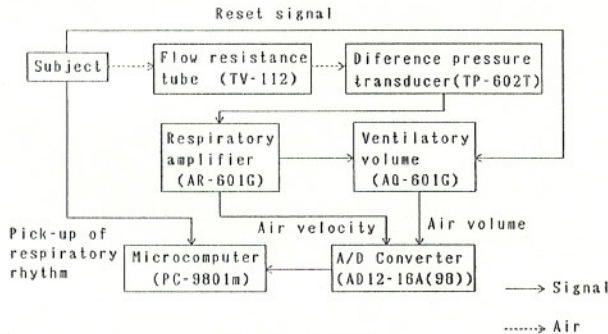


図1 呼吸曲線の測定方法

### 2.2 人工呼吸装置の改造

人工呼吸装置については臨床用の場合も基本的に全く同様であるから、ここではシリンドラ式小動物用のものと考えた。ストロークの変化は送りねじで調節し、ピストンの往復運動はモータの回転をクランクに伝えることによって行った。これらの変化量はパルスモータを用いて任意に設定できるようにし、パソコンによる制御を可能にした。開発した人工呼吸装置の概略を図2に示す。

### 2.3 人工呼吸装置の送気特性の測定

開発した人工呼吸装置は小動物実験用であるが、基本的には臨床用の装置と同様の使用ができる。種々の非線形特性を持つ換気量の制御を行うためには、現在シリンドラからどのような送気と吸気が行われているのか知る必要がある。そのため、呼吸曲線の測定と同様の方法で本装置の流速と流量を測定した。測定結果を換気曲線としてグラフに表し、将来の臨床用の人工呼吸装置開発のための基礎とする。

### 3 人工呼吸装置の数学モデル

人工呼吸装置の動作をより解析的に理解するために、そのモデルとして図3の様なリンク機構を考えた。変位  $x$  は、モータの回

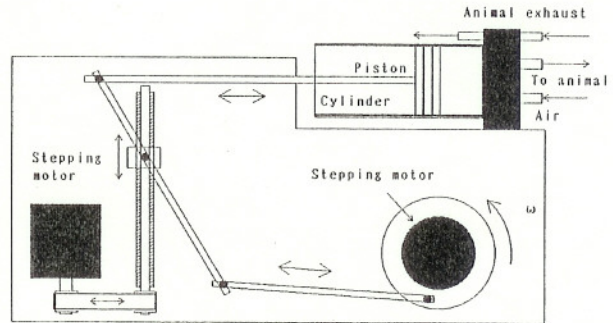


図2 人工呼吸装置の概略図

転角  $\theta$  及びリンク②と水平方向とのなす角  $\phi$  とで表される。変数として  $\theta$ ,  $\phi$  を選んだ。  $\phi$  は  $\theta$  に対して従属ではあるが、一意には決まらないので、  $\phi$  の  $\theta$  に対する制約条件を与えることができれば解析的にピストンの運動が求められることになる。解析に用いた式を次に示す。

$$x = (r \cos \theta - l_1 \cos \phi) / (l_1 \sin \phi - r \sin \theta + L_2 - L_1) \quad (1)$$

$$dx/dt = \{ l_1^2 \dot{\phi} + r^2 \dot{\theta} + l_1 r (\dot{\theta} + \dot{\phi}) \cos(\theta + \phi) + (L_2 - L_1) (l_1 \sin \phi - r \sin \theta \dot{\theta}) \} / (l_1 \sin \phi - r \sin \theta + L_2 - L_1)^2 \quad (2)$$

$\theta_0, \dot{\theta}_0, \phi_0, \dot{\phi}_0$  は初期値であり、測定により得られる。

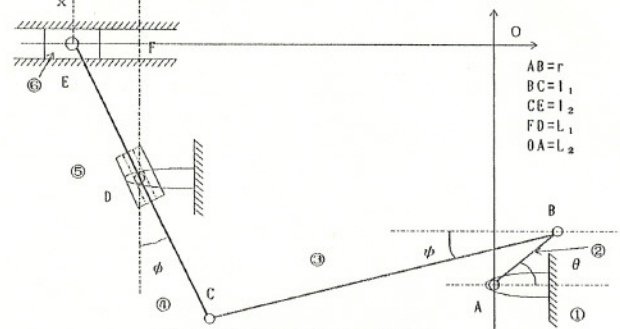


図3 呼吸装置のリンク機構

## 4 おわりに

本研究は呼吸に関する基礎データを如何に人工呼吸制御に反映させるかについて、小動物用人工呼吸装置を用いて行った研究であった。ヒトの場合も人工呼吸装置の規模の違いはあるが基本的に同様に扱うことができる。呼吸曲線および人工呼吸装置の送気特性曲線を、関数として近似することによって、その関数を時間あるいは換気量方向に拡大・縮小し、その曲線に沿って呼吸装置を制御することが可能であると考えられる。というのは、図3における人工呼吸装置の構造からリンク⑤の位置およびリンク②の角速度が、それぞれ呼吸の換気量および呼吸リズムなどの換気パラメータとして与えられるからである。また患者の呼吸リズムのピックアップ信号を用いれば、呼吸装置を患者と同期の取れた不快感の少ない様に制御することが可能であると考えられる。

## 参考文献

- (1) Wakamatsu, H.: Control of respiratory system using Volterra series. Biomed. Meas. Inform. Control, Vol.2, 25-35 (1988).
- (2) Wakamatsu, H.: Application of model reference nonlinear adaptive control method to control of artificial respiration. Proc.3rd Multinat. Instrum. Conf. 71-75 (1988).
- (3) 梅垣・高原・須田・若松: シミュレーションによる人工呼吸装置の換気量特性の解析, 電気関係学会北陸支部連合大会講演論文集 (1989).