簡易形流体制御人工呼吸器†

原田 正一*・井上 政昭**・山村 秀夫***・神山 守人***

* 機械試験所 東京都杉並区井草 4-12

** 泉工医科工業株式会社 東京都文京区 3-23-13

*** 東京大学医学部 東京都文京区本郷 7-3-1

(昭和 43 年 11 月 5 日受付)

Simplified Fluidic Respirator

Masakazu HARADA*, Masaaki INOUE*, Hideo YAMAMURA*** and Morito KAMIYAMA***

(* The Government Mechanical Laboratory, Suginami-ku, Tokyo)
 (** Senko Medical Instruments Mfg. Co., Bunkyo-ku, Tokyo)
 (*** Faculty of Medicine, Tokyo University, Bunkyo-ku, Tokyo)

(Received November 5, 1968)

A fluidic respirator with on moving parts has several merits as follows.

- 1) The pressure of the oscillation at trachea are invariable when the compliance of lung varied.
- 2) The ratio of durations exhalation to inhalation is kept constant when the gas pressure and the compliance of lung are varied, so the inspired gas volume is determined solely by the gas pressure supplied.
- 3) The voluntary breathings are not obstructed by the respirator.
- 4) No power sources are necessary, except gas sources O_2 and N_2O .
- 5) The weight is light and easy to deal with.

In addition, the effects of a lenitive for the tension of muscles can be observed by the change of frequency, because the frequency is changed by the compliance of lung. The demerit is to lose more than a half of gases supplied directly into the room air.

An asymmetric pattern of bistable device is chosen by the model lung experiments with reference to the matching of the minimum pressure in oscillation. By assuming a linearized relation of output pressure and flow in a fluidic device, a theoretical equation in the duration of inhalation is obtained. The relation between pressure and flow during exhalation is obtained by Bernoulli's equation referring to negative pressure made by the effect of jet entrainment. As the results, the frequency is proportional to $A_0/C\sqrt{P_s}$, and the time ratio of exhalation to inhalation is proportional to $l/\sqrt{A_0}$. These are obtained theoretically, where A_0 : cross sectional area of output channel in a fluidic device, C : compliance of lung, P_s : gas supply pressure to the respirator. Experimental results of the basic tests on model lung and the clinical tests are demonstrated, and the theoretical evaluations are made valid.

1. 緒 言

人工呼吸を行なう方法には、胸部に外力または外圧を加えて肺の容積を変化させる方法、気道へ外部から直接酸素を含むガスを流入させる方法、などがある。ここでとりあげた人工呼吸器は後者の気道法に関する

ものであって、主として外科手術時における全身麻酔と呼吸とを同時に行なう麻酔器を流体のみにより制御する方式についての研究である。

既存の麻酔器は、一般に複雑な機構をもち高価なうえに取扱が複雑で、熟練を要するために十分に活用されていない。純流体素子を用いることにより、調節が容易で安価でしかも信頼性の高い人工呼吸器を作ることの可能性はすでに Pavlin¹⁾, 土屋²⁾らによって示さ

† 第3回純流体素子シンポジウムで発表 (昭 43・8・27)

* (現) 明治大学工学部機械工学科

れている。しかしながら、発表されている内容は純流体素子を用いた人工呼吸器のもつ機能の一部を伝えているのみである。

純流体素子を用いた人工呼吸器の特長をあげると次のようになる。

(1) 圧力振幅は供給ガス圧力のみによって定まる。すなわち、肺のコンプライアンスが変化しても、圧力振幅は供給圧力を変えない限り一定している。

(2) 呼気と吸気の時間比が供給ガス圧力、肺のコンプライアンスの変化に対してほとんど変化しない。また、供給ガス圧力のみによって吸入されるガス量が定まる。

(3) 素子は出力側の圧力変化によって内部の流れを切換えるから、自発呼吸のさまたげとならない。

(4) 供給ガス源以外にはなんらのパワーを要しない。

(5) 肺のコンプライアンス変化が周波数変化として感知できる。

(6) 軽く、取扱が容易で保守を要しない。

これらの長所に対して、ガスの全使用量の半分あまりが大気中に放出されるという欠点がある。

この報告には次の 3 点が含まれる。人工呼吸器に適した純流体素子の形状を見出すための基礎実験、呼気吸気時間比、周波数ならびに換気量に対するコンプライアンス、供給ガス圧力および素子の大きさの影響を表わす関係を理論的に導くこと、ならびに臨床実験の結果と理論との比較を行なうことである。

2. 基礎実験

2.1 人工呼吸器に対する要求と肺モデル

肺または気管における圧力振幅は大気との差圧として表わしたとき、 $P_{\max}=10\sim20\text{ cm H}_2\text{O}$ 、 $P_{\min}=0\sim-10\text{ cm H}_2\text{O}$ であることが必要で、 $P_{\min}$ は 0 すなわち大気圧に近いことが望ましい。また、呼気と吸気の時間比 $r=1:1\sim2:1$ 、呼吸数または周波数 $f=10\sim30\text{ c/min}$ 、空気の毎分換気量 $V_m=10\sim20\text{ l/min}$ であることが要求される。

純流体素子を吸入ガスで直接働かせる場合には、素子の肺側出力流量と大気側出力流量との比がほぼ 1:2 となることを考えて、素子の形状を非対称にするのが適当と考える。また形状は単純であることが望ましい。基礎実験にはアクリル板に機械彫刻をした主ノズル断面形が $1\text{ mm}\times2\text{ mm}$ の、左右のオフセットまたは側壁角度が非対称な素子を用いた。この素子は出力特性を実験するために作られたもので、加工精度は満足ではなかった。

実験に当たっては、素子に接続される負荷の性質が

肺と類似していなければならない。土屋ら²⁾の実験においてはペロフラムとばねで構成された肺モデルが使われている。ここでは Fig. 1 に示されるような液柱式のものを用いた。Fig. 1 において断面積 a なる内筒が肺に相当する。

Fig. 1 Experimental model lung

コンプライアンス C は内筒への流れ込み気体体積を ΔV とし、これによる内圧変化 ΔP を生じるとき、モデル肺内の液体の比重量を γ として、

$$C = \gamma \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (1)$$

ここに、 C は $[\text{l/cm H}_2\text{O}]$ で表わされる。連続の関係より、

$$\frac{\Delta P}{\gamma} = \frac{\Delta V}{A} + \frac{\Delta V}{a} \quad (2)$$

(1) 式と (2) 式とより、

$$C = \frac{aA}{a+A} \quad (3)$$

外筒が約 18 cm 角、内筒は外径が 12 cm 、内径が 10 cm の円筒である場合には (2) 式より $C=0.057\text{ l/cm H}_2\text{O}$ となる。

2.2 素子形状の影響

素子の基本形状ならびに素子と肺モデルとの接続を Fig. 2 に示す。素子は片側フィードバック発振器を構成させた。

基礎実験に使用した素子は Fig. 2 において $\alpha_1=10^\circ$ 、 $\alpha_2=10^\circ\sim20^\circ$ 、オフセット $D_1=D_2=0$ のもの 6 個； $\alpha_1=16^\circ$ 、 $\alpha_2=16^\circ\sim20^\circ$ 、 $D_1=D_2=0$ のもの 3 個； $\alpha_1=\alpha_2=10^\circ$ または $\alpha_1=\alpha_2=16^\circ$ で $D_1=0$ 、 $D_2=0.2\sim1.0$ のもの各 5 個の合計 19 個である。

Fig. 3 にこれらの素子による実験結果の一例を示す。素子と肺モデルとを接続して呼吸と類似の振振を起こさせた場合の周波数 f 、圧力の極大と極小 $P_{\max}$ 、 $P_{\min}$ ならびにこれらの供給圧力 P_s による変化を測定した。Fig. 3 には $\alpha_1=10^\circ$ 、 $\alpha_2=10^\circ\sim20^\circ$ の場合の測定値を示す。19 個の素子の測定値を比較した結果、

Fig. 2 Basic pattern of fluidic devices

 Fig. 3 Effects of wall angle α_2 on frequency and amplitude with α_1 10° and $1\text{ mm} \times 2\text{ mm}$ nozzle

圧力振幅の値、とくに $P_{\min}$ の値に P_s の影響がすくなく 0 に近いことから $\alpha_2 = 18^\circ$ および 20° の 2 つを選び出した。

Fig. 4 および Fig. 5 にそれぞれ $\alpha_2 = 18^\circ$ および 20° の測定値を示す。供給圧力が変わっても呼吸吸気時間比が一定であることを示す。周波数 f は後に示すように P_s の $-1/2$ 乗に比例し、 $P_{\max}$ は P_s に比例しているが、 $P_{\min}$ と P_s との関係は P_s の低いところにおいて局部内に線形近似が許される。

2.3 流路形状の改良と人工呼吸器の試作

$\alpha_1 = 10^\circ$, $\alpha_2 = 18^\circ$ および 20° なる基本形状をもとにしてより好適な特性をもつ素子形状を見出すために、ダイクリルを用いて素子を作り、部分的な形状を修正した。主な修正は次の 3 点である。

(1) 肺側の出力流路に広がり角をつける。

 Fig. 4 Oscillations with model lung and fluidic device of wall 10° and 18°

 Fig. 5 Oscillations with model lung and fluidic device of wall angles 10° and 20°

(2) スプリット先端に丸みをつける。

(3) 大気開放側の出力流路に広がり角をつける。

これらのダイクリルによる実験の一例を Fig. 6 および Fig. 7 に示す。Fig. 6 には周波数に対する素子の大きさの影響を示し、Fig. 7 には呼吸吸気時間比に対する素子の大きさと形状修正の効果を示す。図中の 1×2 および 0.5×1 はそれぞれノズルの寸法を [mm] で表わしたものの、また計算によって 0.5×1 による実験結果を 1×2 に換算した値が示されている。換算は後に示す (18) および (19) 式の関係に基づいている。

Fig. 6 により、基本形状の素子と修正された形状の素子との間には、形状の修正に基づく周波数の変化はほとんど存在しないことがわかる。いっぽう、呼吸吸気時間比を表わす Fig. 7 によると、形状の修正によって時間比の値は平均 2.3 から平均 1.7 に減少したものと推定される。

これらの実験結果をもとにして 2 個の素子を試作した。素子の大きさは成人の肺に合わせることを前提と

Fig. 6 Effect of the size of fluidic device on frequencies

Fig. 7 Effects of nozzle size and pattern modification on the time ratio exhalation to inhalation

して、No. 1 はノズル幅 1.5 mm、No. 2 は 1.3 mm で、いずれもアスペクト比が 2 のものである。動物実験を行なった後、No. 1 で 1 例 No. 2 で 2 例の臨床実験を行なった。これらのうち No. 2 による 2 例の測定値をモデル肺による測定値と比較して Fig. 8 に示す。臨床実験における測定は供給ガス圧力を水銀柱マンメータで、気道圧を水柱 [cm] 単位の指示計で測定する方法が常用されているので、これに従ってそのまゝの単位を用いる。

Fig. 8 における臨床実験の測定値はコンプライアンスが一定していないが、ほぼ同一線上にある。呼吸吸気時間比の値は Fig. 7 における基礎実験の値より減少し、1.4 程度の値を示している。

Fig. 9 に No. 1 および 2 による測定値のなから、コンプライアンス C の値が 0.03 および 0.05 l/cm H₂O のときの値を示す。また、供給ノズルにおける流量を一定としたときのコンプライアンスと周波数と

Fig. 8 Experiments with model lung and clinical tests for two patients

の関係を Table 1 に示す。Fig. 9 および Table 1 からわかるように、No. 1 は C の値が小さいとき周波数 f の値が大きく、No. 2 は C の値が大きいとき f の値が低くなり過ぎる。

これらの点を考慮して、周波数、圧力振幅がともに好適な値となるような大きさの人工呼吸器 No. 3 を試作した。No. 3 のノズル寸法などを No. 1 および 2 と比較して Table 1 に示す。

Fig. 9 Respirators in two sizes and three patients

	No. 1	No. 2	No. 3
nozzle size [mm]	1.5×3	1.3×2.6	1.4×2.8
supply pressure for equal flow rate at nozzle [mmHg]	40	70	53
frequency [c/min]			
at $C=0.03$ l/cmH ₂ O	28	10	20
at $C=0.05$ l/cmH ₂ O	16.5	6	12

Table 1 Respirators in three sizes

3. 理 論

3.1 理論の前提となる条件

気道における圧力変化を詳細に記述するためには、肺、胸部の骨および筋肉により構成される系のコンプライアンスを知る必要がある。しかしながら、麻酔の対象となる患者においては経時変化があるために適確な状態の検出は困難である。

通常の呼吸においては、一呼吸の間ではコンプライアンスの値を一定として理論を立てることは許されよう。これと同様の意味において、純流体素子の静出力特性が線形近似により表わされるものとして、振動の周波数が低いことから静出力特性がそのまま気道へ流入するガスの流量と圧力との関係を表わすものと考えることができる。Fig. 10 に素子の静出力特性を直線

Fig. 10 Expression of output characteristics of a fluidic device

に近似した場合の記号とその関係を示す。

以上のような線形近似に基づいて、周波数 f 、呼吸吸気時間比 r ならびに換気量に対する供給ガス圧力 P_s 、コンプライアンス C および素子の大きさの影響を理論的に求める。

3.2 吸 気 期

(1) 式により表わされるコンプライアンスにおいて、体積の変化 ΔV は素子の出力流量 Q と関係づけられる。微分表示を用いて、

$$dV = Qdt \quad (4)$$

したがって (1) 式は微小変化に対して、

$$C = \frac{rQdt}{dP} \quad (5)$$

Fig. 10 により素子の静出力特性は次式で表わされる。

$$\frac{P}{P_r'} = 1 - \frac{Q}{Q_r} \quad (6)$$

(5) 式および (6) 式と、初期条件として $t=0$ において $P=P_{\min}$ であることより、

$$P = P_r' - (P_r' - P_{\min})e^{-rQ_r/CP_r't} \quad (7)$$

$P=P_{\min}$ から $P=P_{\max}$ となるまでの時間、すなわち吸気期の時間を t_1 と表わすと、その大きさは (7)

式より、

$$t_1 = \frac{CP_r'}{rQ_r} \log \frac{P_r' - P_{\min}}{P_r' - P_{\max}} \quad (8)$$

として表わされる。

3.3 呼 気 期

純流体素子の内部には、干渉域に生じる噴流のまき込み作用によって、外部の圧力よりも低い圧力 P_e が生じる。肺および気道内の気体は、気道内の圧力 P と素子内の圧力 P_e との差圧により流出する。このときの流出流量 Q_e の大きさは次式で表わされる。

$$Q_e = \alpha A_0 \sqrt{\frac{2}{\rho} (P - P_e)} \quad (9)$$

ここに、 A_0 は気道に接続された素子出力流路の断面積、 α は流路の抵抗による流量減少の影響を含めた流量係数、 ρ は気体密度を表わす。流量と圧力変化との関係は (5) 式と同様に、

$$C = rQ_e \frac{dt}{dP} \quad (10)$$

として表わされるから、(9) 式と (10) 式とより、

$$P = P_e + \left[\sqrt{P_{\max} - P_e} - \frac{\alpha A_0 r t}{C \sqrt{2\rho}} \right]^2 \quad (11)$$

なる式が得られる。 $P=P_{\min}$ となるまでの時間、すなわち呼気時間 t_2 の値は、

$$t_2 = \frac{C\sqrt{2\rho}}{\alpha A_0 r} (\sqrt{P_{\max} - P_e} - \sqrt{P_{\min} - P_e}) \quad (12)$$

なる関係より求められる。

3.4 周波数と呼吸吸気時間比

時間 T の間における周波数 f の値は、

$$f = \frac{T}{t_1 + t_2} \quad (13)$$

であるから、(8) 式と (12) 式とより次式のように周期が、したがって周波数が求められる。

$$t_1 + t_2 = \frac{C}{r} \left[\frac{P_r'}{Q_r} \log \frac{P_r' - P_{\min}}{P_r' - P_{\max}} + \frac{\sqrt{2\rho}}{\alpha A_0} (\sqrt{P_{\max} - P_e} - \sqrt{P_{\min} - P_e}) \right] \quad (14)$$

また、呼気時間 t_2 と吸気時間 t_1 との比 r の値は、

$$r = \frac{t_2}{t_1} = \frac{Q_r \sqrt{2\rho} \sqrt{P_{\max} - P_e} - \sqrt{P_{\min} - P_e}}{\alpha A_0 P_r' \log \frac{P_r' - P_{\min}}{P_r' - P_{\max}}} \quad (15)$$

によって求められる。

素子の供給圧力と出力圧力および出力流量との間には比例関係が成立つ。特定の負荷に対して、

$$P = \text{const.} \times P_s \quad (16)$$

ならびに、

$$P_s = \text{const.} \times \frac{\rho Q^2}{A_0^2} \quad (17)$$

なる比例関係が成立つ範囲においては (13) 式と (14) 式より,

$$f = \text{const.} \times \frac{A_0}{C\sqrt{P_s}} \quad (18)$$

また (15) 式より,

$$r = \frac{\text{const.}}{\sqrt{A_0}} \quad (19)$$

なる関係が導かれる。

Fig. 4 ないし Fig. 9 に記入された直線または曲線のほとんどは (16) 式ないし (19) 式の関係を表わす。

3.5 流量と毎分換気量

1 回の呼吸の間における吸気量 V_1 は,

$$V_1 = \int_0^{t_1} Q dt = Q_r \int_0^{t_1} \left(1 - \frac{P}{P_r'}\right) dt \quad (20)$$

により求められる。(20) 式に (7) 式を代入して積分することにより次の値が得られる。

$$V_1 = \frac{C}{\gamma} (P_{\max} - P_{\min}) \quad (21)$$

同様にして呼気量 V_2 の値も次式で与えられる。

$$V_2 = \int_0^{t_2} Q_e dt \quad (22)$$

(22) 式に (9) 式と (11) 式とを代入することにより (21) 式と同様の経過により次式が得られる。

$$V_2 = \frac{C}{\gamma} (P_{\max} - P_{\min}) \quad (23)$$

(21) 式と (23) 式とより $V_1 = V_2$ なる呼気流量と吸気流量とのつり合いが成り立つことが示される。

時間 T の間において吸入されるガス量 V_m の値は

$$V_m = \frac{V_1 T}{t_1 + t_2} \quad (24)$$

により与えられ (24) 式に (14) 式と (21) 式とを代入して,

$V_m =$

$$\frac{Q_r T (P_{\max} - P_{\min})}{P_r'} \cdot \frac{1}{\log \frac{P_r' - P_{\min}}{P_r' - P_{\max}} + \sqrt{\frac{2\rho}{\alpha A} \left(\frac{Q_r}{P_r'}\right)^2 \left\{ \sqrt{\frac{P_{\max} - P_e}{P_r'}} - \sqrt{\frac{P_{\min} - P_e}{P_r'}} \right\}}} \quad (25)$$

なる関係が得られる。(25) 式に (16) 式および (17) 式の比例関係を代入することにより,

$$V_m = \text{const.} \times Q_r T \quad (26)$$

すなわち素子の最大流量 Q_r と時間 T に比例することがわかる。特定の素子については供給ガス圧力のみにより換気量が一定する。時間 T を 1 分間とした場合の換気量 V_m を毎分換気量といい l で表わして人工呼吸器の容量とする。

4. 臨床実験とその結果の考察

4.1 呼吸吸気時間比と圧力振幅

Fig. 2 においてフィードバック路の抵抗 R_1 を大きくすると $P_{\max}$, $P_{\min}$ はともに上昇するが、周波数は一定である。また抵抗 R_2 を大きくすると $P_{\max}$, $P_{\min}$ はともに低下し、周波数も低くなり、ついには振動を停止する抵抗 R_2 の値が存在する。

試作された No. 3 の素子の外観を Photo. 1 に示

Photo. 1 Fluidic respirator

す。素子 No. 3 は写真でわかるように抵抗 R_1 および R_2 をいずれも固定抵抗とし、調節の手数を省いて、患者に装置してガス圧力とその混合比を設定するだけで人工呼吸器または麻酔器として使えるようになっている。写真の 2 つの接続口のうち、右側のものがガス供給側、左側が気道への接続口である。左側の開口は呼気排気口で、中央部上方の小さい開口は抵抗 R_2 の開口部である。 R_1 とフィードバック路とは内部にある。

以下の臨床実験においては、このような試作人工呼吸器の機能を確かめるとともに、調節呼吸という現象が理論により導かれた関係によって表わし得ることを確かめることを目的とする。

呼吸吸気時間比については基礎実験の Fig. 4 および Fig. 5 のほか臨床実験の Fig. 8 においてもほぼ一定の値を示している。またコンプライアンスの変化に対しても Fig. 11 に示すようにほぼ一定である。Fig. 11 における測定値の分散に最も強く影響していると

Fig. 11 Time ratio versus compliance in clinical test

Fig. 12 Time ratios of exhalation to inhalation in clinical tests

Fig. 13 Pressure amplitudes in clinical tests for six patients

みられるのは供給ガス圧力で、このことは基礎実験における測定値に Fig. 7 に示すようにあらわれている。臨床実験における測定の結果を Fig. 12 に示す。

臨床実験における圧力振幅すなわち $P_{\max}$ および $P_{\min}$ の測定値を Fig. 13 に示す。No. 3 の人工呼吸器による測定値であって、 $P_{\max}$ の値は基礎実験におけると同様に P_s に比例している。 $P_{\min}$ の値は P_s との比例関係よりもゼロに近い一定値に近い。このことは人工呼吸器に対する要求を満たすものである。

4.2 呼吸数

1 分間の周波数すなわち呼吸数の値は (14) 式または (18) 式に示されるように素子の大きさと供給ガス圧力ならびにコンプライアンスの関数と考えられる。測定された周波数の値を (18) 式により、コンプライアンスが $0.04 \text{ l/cm H}_2\text{O}$ のときの値に換算して Fig. 14 に示す。図の曲線はコンプライアンス一定のときの供給圧力と周波数との関係を理論により求めたものである。

Fig. 15 には同様にして供給ガス圧力を 50 mmHg

Fig. 14 Relation between frequency and gas supply pressure in clinical tests (calculated as compliance $C=0.04 \text{ l/cm H}_2\text{O}$)

Fig. 15 Relation between frequency and compliance in clinical tests (calculated as $P_s=50 \text{ mmHg}$)

に換算して求めた、コンプライアンスと周波数との関係を実験と理論とを比較して示す。コンプライアンスの値には個人差がある。Fig. 15 の記号のそれぞれは患者個人を表わしているが、各個人についてもコンプライアンスの変化はかなり著しい。たとえば $0.022 \sim 0.059 \text{ l/cm H}_2\text{O}$ または $0.035 \sim 0.071 \text{ l/cm H}_2\text{O}$ の範囲で変化している例がある。これは手術時に注射する筋肉の緊張を緩和する薬剤の効果の消長によるものである。

呼吸数、すなわち周波数は供給ガス圧力によっても変化するが、(18) 式または Fig. 14 と Fig. 15 の比較からわかるようにコンプライアンス変化の影響が顕著にあらわれる。すなわち、前記薬剤の効果呼吸数の変化によって判断することも可能である。

4.3 換気量

試作した No. 3 の人工呼吸器による臨床実験において測定された毎分換気量、すなわち 1 分間当たりの吸入ガス量を、供給圧力 50 mmHg の状態に換算して

Fig. 16 Minute volume versus compliance in clinical tests (calculated as $P_g=50\text{mmHg}$)

コンプライアンスとの関係として Fig. 16 に示す。(25) 式または (26) 式により予測されたように、換気量は素子の出力流量、すなわち供給ガス圧力のみによって定まる。Fig. 16 の直線は供給圧力 50 mmHg の場合の測定点を結ぶ直線である。

試作した 3 個の人工呼吸器による換気量の測定値を Fig. 17 に比較して示す。No. 2 および No. 3 の測定

Fig. 17 Relation between gas supply pressure and minute volume

値は (17) 式の関係に近い変化を示しており、換気量の大きさは No. 3 の数値が他に比べて著しく大きい。素子のノズル断面積は No. 1 が 4.5mm^2 、No. 2 が 3.4mm^2 、No. 3 が 3.9mm^2 であるが No. 3 の換気量がもっとも大きいのは、ガス流量と呼吸吸気時間比との関係による。

Fig. 18 に素子の供給ノズル断面積と毎分換気量との関係を示す。Fig. 18 は供給ガス圧力が 40 mmHg の場合の測定値または Fig. 17 の測定値を結ぶ線上の値を比較したもので、No. 3 の人工呼吸器が最適条件に近いことが示された。

人工呼吸器として空気を呼吸する場合の毎分換気量はさきに記したように 10~20 l/min とされている。

Fig. 18 Minute volume versus nozzle area at $P_g=4\text{mmHg}$

この実験においては毎分換気量が 10 l/min 以下にすぎないが、 O_2 と N_2O とをほぼ 1:2 の体積比で混合して吸入させるために酸素が不足することはない。このことは血液中の酸素ならびに二酸化炭素分圧の測定によって確かめられた。

5. 結 論

非対称形状の純流体素子を片側フィードバック発振器として使用することにより、麻酔器として好適な圧力振幅、周波数および換気量が得られる人工呼吸器を試作した。モデル肺による基礎実験を行なった後、臨床用として 3 個の人工呼吸器を試作した。これらを麻酔器として使用して 9 例の臨床実験を行ない、要求される条件を満足するものであることを明らかにした。

理論により呼吸吸気時間比、周波数ならびに換気量に対して素子の大きさ、供給ガス圧力および肺のコンプライアンスが及ぼす影響を求めた。基礎実験ならびに臨床実験を行なって、理論により得られた関係と実験の結果とがよく合うことを明らかにした。

臨床用として試作された 3 個の人工呼吸器のうち、No. 3 すなわち供給ノズル断面積 3.9mm^2 のものが成人用の麻酔器としてこの形式による最適条件に近いものであることを実験により示した。

この研究のうち、基礎実験は機械試験所において、試作は京工医科工業において、臨床実験は東京大学医学部付属病院において行なわれた。

参 考 文 献

- 1) C. Pavlin, M. Kadosch: The application of fluid jet devices to a medical respirator, Proceedings of the First International Conference on Fluid Logic and Amplification, F3-33/43 (1965)
- 2) 土屋喜一, 吉田 豪: 純流体素子を利用した人工心臓および人工呼吸器の試作, 早稲田大学理工学研究所報告 第 38 輯, 5/8 (1967)
- 3) 原田正一・尾崎省太郎・原 美明: 側壁付着形素子の出力特性, 第 2 回純流体素子シンポジウム資料, 52/54 (1967)