

535.4
TA

医療用精密作業のためのフレキシブル・
マイクロアクチュエータの基礎研究

(課題番号 05805025)

平成5・6年度科学研究費補助金 [一般研究 (C)]

研究成果報告書

横浜国立大学附属図書館



03582426

平成7年3月

研究代表者 田中裕久 (横浜国立大学 工学部 教授)

研究分担者 鈴森康一 ((株)東芝 研究開発センター 研究主務)

はしがき

本研究は医療用精密作業の例として横浜市立大学より教示頂いた吸入麻酔作業をとりあげ、生体と適合しやすく、使い捨てタイプのアクチュエータを開発するための基礎研究を行ったものである。医療用精密作業を行うためには生体と適合しやすく、感染防止のうえから使い捨てタイプのアクチュエータであることが望ましい。全身麻酔の基本要素である、意識消失、沈痛、不動化を行う方法として、吸入麻酔は体内への吸収と排泄が肺を介してバランス良く行える方法といわれている。その主要な作業内容は、麻酔ガス誘導管を気管支に内壁をきずつけることなく挿入することである。この作業はこれまで僅かな内壁からの反力をもとに勘を働かせながら手探りでおこなわれてきている。気管支の内壁は丁度プリンのように柔らかく傷つき易い。本研究では、まず初年度(平成5年度)に実作業の現場実態調査を行い、作業機器、ガスの種類とチューブ類、作業手順を把握し、次に子供や太った大人の作業の場合には通常用いられているワイヤ式の堅い内視鏡が使いにくいことが分かり、報告者らのシリコンゴムからなる柔らかいアクチュエータをガス誘導管として気管支に挿入する方法を具体的に検討することにした。設定課題として、(1)直径5mm、長さ50mmのフレキシブル・マイクロアクチュエータ(以下、FMAと略す)を作製し、作業の短時間化と確実化のため(2)食道と別れる気管支の空洞を検出する光センサからの信号に基づき3自由度の動きのできる空気圧駆動のFMAを用いて挿入方向を自律的に選べるものとした。その具体的方法として、0.2mmの光ファイバ2本(光源用と反射光用)をFMAの中心軸に埋め込み、その周りを3つの空気室で囲むものを試作した。本FMAは軸心に光ファイバを埋め込んであるため、曲げ剛性が大きくなり、従来0.25MPaで90°曲がったものが0.4MPaまで高圧化する必要があるが、現場では特に問題とはならない。本装置の実用性を調べるため、通常大人の声帯・気管支モデルを2次元的に作製し、表面をアクリル板で可視化し、FMAの操作性をビデオ映像をもとに作業時間と作業精度について定量化したところ、熟練者ではなくても、作業の短時間化と繰り返し精度の向上をはかれる見通しがえられた。

研究組織

研究代表者 田中裕久 (横浜国立大学 工学部 教授)
研究分担者 鈴森康一 ((株)東芝 研究開発センター 研究主務)

研究経費

平成5年度	800	千円
平成6年度	700	千円
計	1,500	千円

研究発表

1. 学会誌等

- (1)Tanaka, H., Quadruped Trotting Animation by Flexible Microactuators, IFToMM, Theory of Machines and Mechanisms, Vol.1 (1992), p. 277-281.
- (2)Suzumori, K. and Tanaka, H., Applying a Flexible Microactuators to Robotic Mechanisms, IEEE Control Systems, Vol.12 No.1 (1992), p. 21-27.

2. 口頭発表

- (1)田中裕久, 鈴森康一, 小島隆洋, フレキシブル・マイクロアクチュエータの麻酔作業への応用, 日本油空圧学会 平成6年度秋期講演会 講演論文集(1994), p. 113-116.

目 次

1. 緒 言	1
1.1 研究の動機と経緯	1
記 号	2
2. フレキシブルマイクロアクチュエータについて	3
2.1 フレキシブルマイクロアクチュエータの基本構造と動作原理	3
2.2 円弧モデルによる線形解析	3
3. 医療用フレキシブルマイクロアクチュエータの開発	12
3.1 麻酔作業用FMAの基本構想とシステム	12
3.2 麻酔ガス導入管内蔵FMAの構造とその制御法	13
3.3 ガス誘導管内蔵FMAの制御特性	13
4. ガス噴射タイプFMAユニットの製作とその評価	32
4.1 ガス噴射タイプFMAユニットの構造	32
4.2 ガス噴射タイプFMAユニットの操作のための空気圧制御法	32
4.3 ガス噴射タイプFMAユニットの作業性	33
4.4 ガス噴射タイプFMAユニットの操作に対する応答性と精度	34
4.5 ガス噴射タイプFMAユニットの気管壁に対する柔軟性と安全性	34
5. センサ内蔵タイプFMAユニットの構想	51
5.1 センサ内蔵タイプFMAユニットについて	51
5.2 センサ内蔵タイプFMAユニットの開発	52
6. 結 言	60
謝 辞	60
参考文献	61

1 緒言

1.1 研究の動機と経緯

ヒューマン・フレンドリなアクチュエータの開発を目的に、これまで繊維強化シリコンゴムを用いた空気圧制御される柔軟なアクチュエータを開発し、これをフレキシブル・マイクロアクチュエータ(以下FMAと記す)と名づけ、柔らかいものを掴むロボットのハンド^(7, 9, 10)や生き物のように動く特徴を生かして歩行用の足^(8, 11)として用いる研究をおこなってきた。このような開発の中で医療分野への応用に関心をもっていたところ、横浜市立大学の医学部より麻酔作業への応用性の問い合わせがあり、早速適用に当たった課題を現場調査するとともに、医療専門書^(1~5)を紐解き基本的な作業を理解し全身麻酔を行うために咽頭を通して肺に挿入するためのスタイラス(ガス挿入管)誘導のためのアクチュエータを作ることにした。これまでの作業は内視鏡を改造したもので、剛いアクチュエータであるため内壁を傷つける可能性が高いという課題をもっており、この点を改良するためにフレキシブルマイクロアクチュエータは適格なアクチュエータと考えられた。さらにFMAは0.2~0.4MPaの空気圧で作動するため、作動気体に酸素ガスを用いることもでき、麻酔作業の前段階として行う強制呼吸作業にも都合の良い点を持ち合わせていることもわかった。

本研究では、まず(1)直径5mm,長さ50mmのFMAを作製し、この変形特性、剛性、空気消費量を定量化し、次に(2)操作性のよいブリードオフ形の空気圧制御方法を示し、これらの作業を評価するため(3)可視化された2次元咽頭モデルを作製し、作業時間による評価をおこなった。次に作業の短時間化と確実化のため(4)食道と別れる気管支の空洞を検出する光センサからの信号に基づき3自由度の動きのできるFMAを作製し、挿入方向に自律的に動くアクチュエータとなるように検討した。具体的には、0.2mmの光ファイバ2本(光源用と反射光用)をFMAの中心軸に埋め込み、その周りを3つの空気室で囲むものを試作し、より実用化に近づけるための方法を示した。

記号

L : アクチュエータの変形部分の長さ	(mm)
L_0 : アクチュエータの変形部分の長さ(自然長)	(mm)
A_p : アクチュエータ横断面における 3つの圧力室の断面積の合計	(mm ²)
A_0 : アクチュエータ横断面における FRR の占める面積	(mm ²)
I : アクチュエータの断面 2 次モーメント	(mm ⁴)
δ : 扇形柱の断面の図心とアクチュエータ中心軸間の距離	(mm)
P_i : 圧力室 i の内圧 ($i=1,2,3$)	(MpaG)
R : アクチュエータ中心軸の曲率半径	(mm)
θ : アクチュエータの湾曲方向角度	(rad.)
λ : アクチュエータの湾曲角度(z 軸とアクチュエータの先端がなす角度)	(rad.)
$\theta_1 = \theta$	(rad.)
$\theta_2 = \theta + \frac{2}{3}\pi$	(rad.)
$\theta_3 = \theta - \frac{2}{3}\pi$	(rad.)
I_i : 扇形柱 i の図心を通り η 軸と平行な軸回りの断面 2 次モーメント	(mm ⁴)
F_i : 扇形柱 i が他の 2つの扇形柱から受ける軸力	(N)
M_i : 扇形柱 i が他の 2つの扇形柱から受ける曲げモーメント	(Nm)
Q_ξ : アクチュエータ先端に作用する負荷の ξ 成分	(N)
Q_z : アクチュエータ先端に作用する負荷の z 成分	(N)
$\Delta\xi$: Q_ξ および Q_z によって生ずるアクチュエータ先端の ξ 方向の変位	(mm)
ΔZ : Q_ξ および Q_z によって生ずるアクチュエータ先端の z 方向の変位	(mm)
$\Delta\lambda$: Q_ξ および Q_z によって生ずるアクチュエータ先端角 λ の変化	(rad.)
$o-xyz$: アクチュエータの根元に固定された基準座標系	
$o-\xi\eta z$: アクチュエータの動きに伴い、 $o-xyz$ 座標系を z 軸回りに 回転してできる座標系	

2 フレキシブルマイクロアクチュエータについて

2.1 フレキシブルマイクロアクチュエータの基本構造と動作原理

フレキシブルマイクロアクチュエータ (Flexible Microactuator:FMA) は繊維強化ゴム (Fiber-Reinforced-Rubber:FRR) の弾性変形を利用した新しい原理の流体アクチュエータである。

FRR はゴムと繊維の複合材であり、繊維の向きによって著しい力学的異方性を示す。FMAはこの異方性を利用して、流体圧によりアクチュエータを特定方向に弾性変形させるものである。

ここでは従来型のFMAの構造を図2-1に示す。本アクチュエータは全体がシリコンゴムのチューブになっており、その内部が扇形柱に3つの部屋に仕切られ、1つ1つが圧力室になっている。例えば、図2-2のように1つの圧力室に圧縮空気が入ると、圧力室が膨張することによってアクチュエータ全体が湾曲する。この様にして、各圧力室の圧力を変えることに任意の方向に湾曲が可能になる。

その他、FMA、は既存のアクチュエータと比較すると以下のような特徴がある。

- 構造が簡単で小型化が容易
- 多自由度動作が可能
- アクチュエータ自身がマニピュレータの構造体を兼ねる
- コンプライアンスが高い
- 圧力制御弁から先はオープンループでも動作可能
- 出力/自重比が大きい (また、小型化するほど向上する)
- 廉価である

2.2 円弧モデルによる線形解析

FMAの微小変形時の理論特性式を導くため、アクチュエータは、

1. 一定の曲率で湾曲する
2. 横断面形状は変形しない
3. 軸方向の弾性係数はアクチュエータの変形や内圧によらず一定と仮定して(円弧モデル:ARC MODEL と呼ぶ)、材料力学における梁の取り扱い手法を適用する。

2.2.1 静特性の解析

図2-3に円弧モデルを示す。0-xyz座標系は圧力室2と3の間の隔壁がy軸

と一致するようにアクチュエータ根元に固定された直行座標系である。0- ξ η z 座標系はアクチュエータの中心軸の xy 平面への写像が ξ 軸となるように 0- xyz 座標系を z 軸回りに回転させてできた座標系であり、アクチュエータの動きとともに回転する。円弧モデルの仮定により、アクチュエータの変形の状態は、 x 軸と ξ 軸がなす角 θ 、アクチュエータ中心軸の曲率半径 R 、アクチュエータ先端の傾き λ によって表すことができる。

まず、アクチュエータに負荷がかからない場合について、 θ 、 R 、 λ 、を各圧力室 P_i ($i=1, 2, 3$) の関数で表すことを考える。

アクチュエータの横断面形状から、内圧 P_1 、 P_2 、 P_3 によりアクチュエータはそれぞれ $(0, 1)$ 、 $(\sqrt{3}/2, -1/2)$ 、 $(-\sqrt{3}/2, -1/2)$ 、方向へ湾曲することがわかる (各々、 x 、 y 成分)。

P_i の重みをつけてこれらのベクトル和をとることにより、湾曲角度 θ に関して次式を得る。

$$\tan\theta = \frac{2p_1 - p_2 - p_3}{\sqrt{3}(p_2 - p_3)} \dots\dots\dots (2-1)$$

今、アクチュエータを図 2-4 に示すような扇形柱に 3 等分して、圧力室 i を含む扇形柱を扇形柱 i と呼ぶことにする。扇形柱 i は、内圧 P_i 以外に他の扇形柱からの軸力 F_i 及び曲げモーメント M_i を受ける。ここで、3 つの扇形柱が接触するアクチュエータ中心軸の歪みが等しいという条件から次式を得る。

$$\frac{A_p P_i}{A_0 E_T} - \frac{3F_i}{A_0 E_T} - \frac{\delta \sin\theta_i}{R} = \frac{L - L_0}{L_0} \dots\dots\dots (2-2)$$

ただし、 $i=1, 2, 3$

δ : 扇形柱の断面の図心とアクチュエータ中心軸間の距離

また、

$$\theta_1 = \theta, \theta_2 = \theta + \frac{2}{3}\pi, \theta_3 = \theta - \frac{2}{3}\pi \dots\dots\dots (2-3)$$

である。

扇形柱 i を曲率 R で湾曲させるのに必要な曲げモーメントは次式となる。

$$M_i = \frac{(E_T I_i)}{R} \dots\dots\dots (2-4)$$

ただし、 I_i は扇形柱 i の図心を通り η 軸と平行な軸回りの断面 2 次モーメントである。

ここで I をアクチュエータ全体の断面 2 次モーメントとすれば、断面 2 次モーメントの定義から次式を得る。

$$I = \left\{ I_1 + \frac{A_0}{3} (\delta \sin \theta)^2 \right\} + \left\{ I_2 + \frac{A_0}{3} \left[\delta \sin \left(\theta + \frac{2}{3} \pi \right) \right]^2 \right\} + \left\{ I_3 + \frac{A_0}{3} \left[\delta \sin \left(\theta - \frac{2}{3} \pi \right) \right]^2 \right\}$$

$$= \sum_{i=1}^3 I_i + \frac{A_0 \delta^2}{2} \dots\dots\dots (2-5)$$

また、アクチュエータ横断面における力とモーメントの釣り合いから次式が成り立つ。

$$\sum_{i=1}^3 F_i = 0 \dots\dots\dots (2-6)$$

$$\sum_{i=1}^3 (M_i - \delta F_i \sin \theta_i) = 0 \dots\dots\dots (2-7)$$

以上の式(2-1)～(2-7)を整理すると無負荷時の変形特性は式(2-1)及び式(2-8)～(2-10)にまとめられる。

$$R = \frac{3E_T I}{A_P \delta} \left(\sum_{i=1}^3 P_i \cdot \sin \theta_i \right)^{-1} \dots\dots\dots (2-8)$$

$$L = \frac{A_P L_0}{3A_0 E_T} \sum_{i=1}^3 P_i + L_0 \dots\dots\dots (2-9)$$

$$\lambda = L/R \dots\dots\dots (2-10)$$

アクチュエータの先端の位置、向きは R 、 θ 、 λ 、(または L) で一意に決まり、他の座標系での表現は幾何学的変換で行える。例えば直交座標系 $0-xyz$ でのア

クチュエータ先端の位置は以下で表せる。

$$\left. \begin{aligned} x &= R(1 - \cos\lambda)\cos\theta \\ y &= R(1 - \cos\lambda)\sin\theta \\ z &= R \cdot \sin\lambda \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (2-11)$$

ただし、 $P_1=P_2=P_3$ のときは

$$x = y = 0, z = L$$

2.2.2 負荷に対する変形(剛性)

圧力を一定に保った時のアクチュエータの剛性は、材料力学における薄肉円弧曲がりばりの式を適用して計算することにする。ここでは簡単のために、アクチュエータ先端にかかる力 Q は $\xi-z$ 平面内で作用するものとし、その ξ 、 z 成分をそれぞれとすると Q_ξ 、 Q_z とすると、アクチュエータ先端の位置および方向の変化 $\Delta \xi$ 、 Δz 、 $\Delta \lambda$ は次式で求められる。

$$\begin{aligned} \Delta \xi &= \frac{R^3 Q_\xi}{E_T I} \left(\lambda + \frac{3}{4} \sin 2\lambda - \frac{\lambda}{2} \cos 2\lambda - 2 \sin \lambda \right) \\ &+ \frac{R^3 Q_z}{E_T I} \left(\frac{1}{4} + \frac{3}{4} \cos 2\lambda + \frac{\lambda}{2} \sin 2\lambda - \cos \lambda \right) \end{aligned} \dots\dots\dots (2-12)$$

$$\begin{aligned} \Delta z &= \frac{R^3 Q_\xi}{E_T I} \left(\frac{1}{4} + \frac{3}{4} \cos 2\lambda + \frac{\lambda}{2} \sin 2\lambda - \cos \lambda \right) \\ &+ \frac{R^3 Q_z}{E_T I} \left(\lambda - \frac{3}{4} \sin 2\lambda + \frac{\lambda}{2} \cos 2\lambda \right) \end{aligned} \dots\dots\dots (2-13)$$

$$\Delta \lambda = \frac{R^2 Q_\xi}{E_T I} (\lambda \sin \lambda + \cos \lambda - 1) + \frac{R^2 Q_z}{E_T I} (\lambda \cos \lambda - \sin \lambda) \dots\dots\dots (2-14)$$

$P_1=P_2=P_3$ の場合はアクチュエータが真っ直ぐとなり上式は適用できない。この場合は片持ちの真直はりのたわみ式を用いることにする。即ち、

$$\Delta\xi = \frac{Q_{\xi} L_0^3}{3E_T I} \dots\dots\dots (2-15)$$

$$\Delta\lambda = \frac{Q_{\xi} L_0^2}{E_T I} \dots\dots\dots (2-16)$$

真っ直ぐな状態においては、Z方向の剛性はξ方向に比べて十分に高く、変形は無視できる。

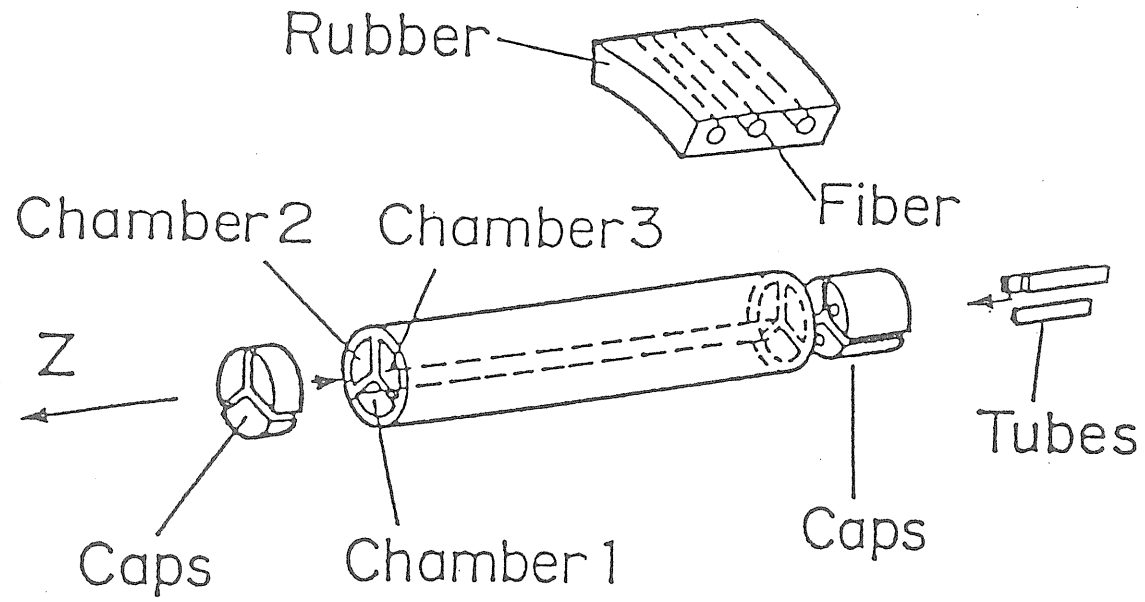


図2-1 フレキシブルマイクロアクチュエータの構造

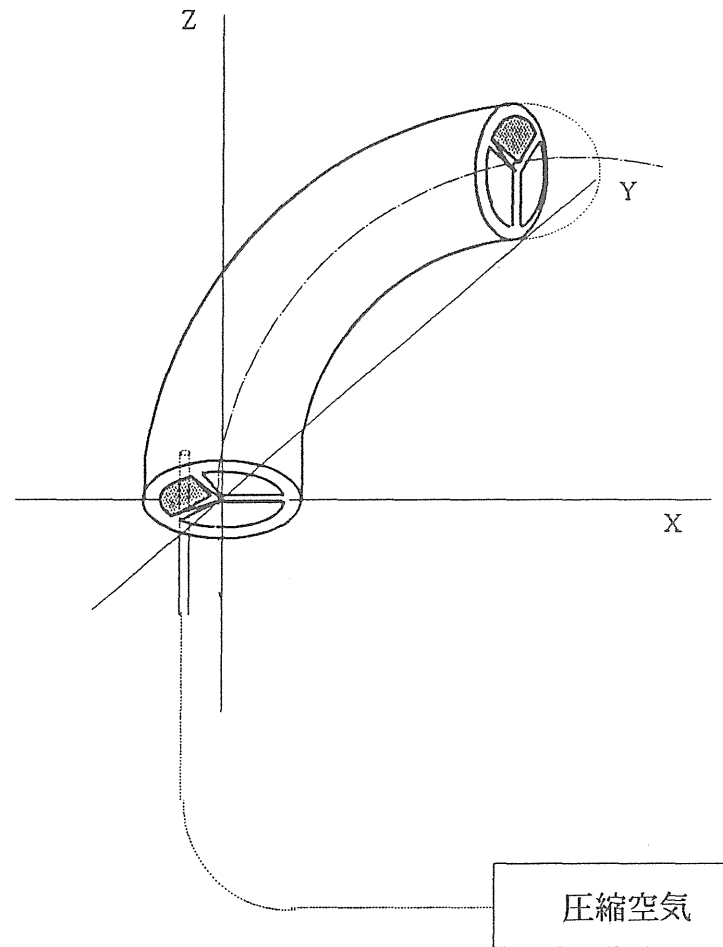


図 2-2 アクチュエータの湾曲の様子

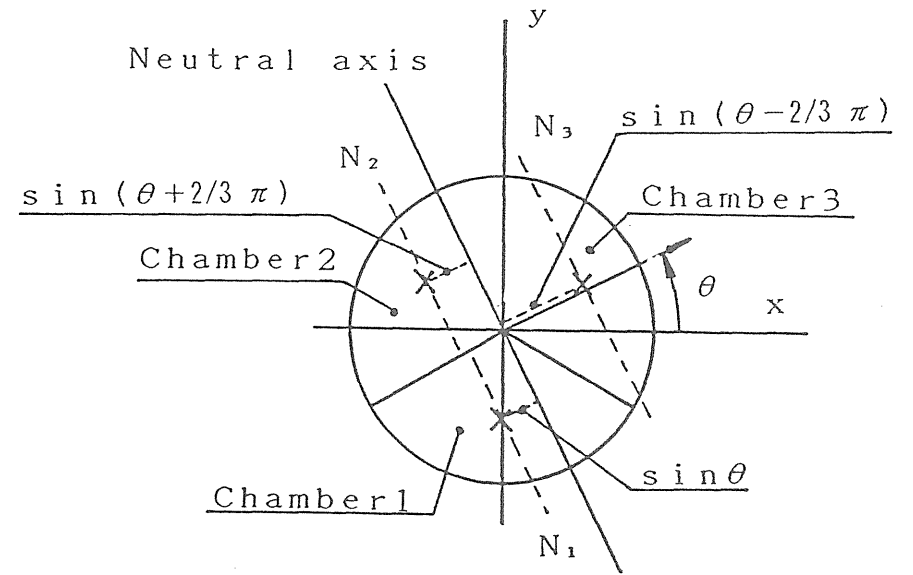
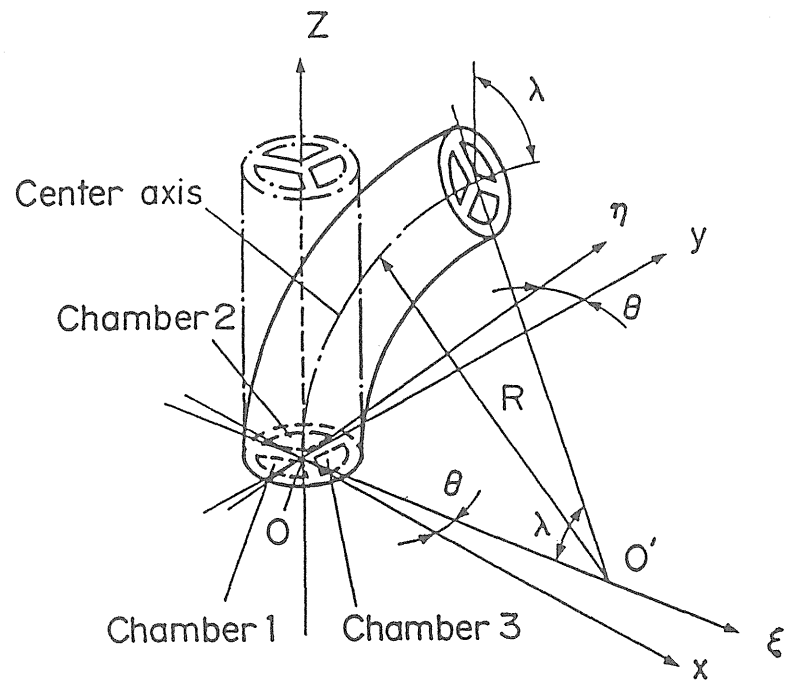


図 2-3 円弧モデル

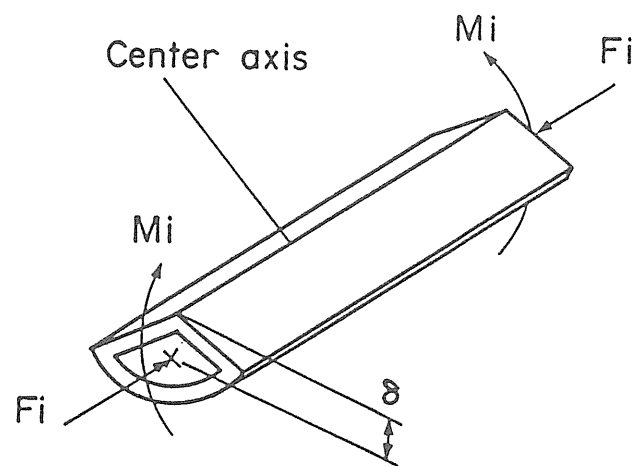


图 2-4 扇形柱

3 医療用フレキシブルマイクロアクチュエータの開発

3.1 麻酔作業用FMAの基本構想とシステム

気管内チューブを気管に挿入する際に、患者が肥満体質等で咽頭部が狭かったり、何らかの理由により頸部後屈不可能で挿管が困難な場合、従来はファイバースコープを用いて実際に体内を見ながらファイバースコープを口腔から気管に挿入し、それをガイドとして気管内チューブを挿入する方法が採られてきた。しかし、ファイバースコープを用いる方法では、分泌物により画像がよく見えないので、術者が気道の位置などを視認しにくい、(また、本来は気道の位置のみが判ればよいのであるから、画像が見える必要はなく、もっと簡単なセンサーで代用できると考えられる) 2本のワイヤーにより先端部を操作するので2方向にしか湾曲できない、ワイヤーが途中で引っ掛かり先端が曲がったままの状態では身動きがとれなくなるなど、操作上の問題や、ファイバースコープのシステム自体が高価であるため簡単には購入できない、性能維持費がかかるなどのコスト的問題もある。

また、スタイレット(気管内チューブの中に入れ形を作ることができるガイド)を用いる場合も、上手く気管にチューブが届くまでスタイレットの形状を何度も調整しなければならないので、煩雑であった。

本研究ではこのような現状を改善する気管内挿管器具へのFMAの応用として、2通りの方法を考案した。

1) FMAを気管内挿管チューブの先端部分として用い、気管内チューブ自体に3方向の変形能力を持たせる方法。

2) FMAに近接センサーを埋め込み、喉頭蓋などを避けながら気管まで挿入し、FMAをガイドとして気管内チューブを挿入する方法。

この方針に従い、従来のFMAとは異なり中央部に穴の開いたガス誘導管内蔵FMAを開発した。1)の用途にはそのまま用いて麻酔ガスをガス誘導管から噴射し、2)の用途にはガス誘導管に光ファイバーを用いた近接センサーを埋め込んだ。

3.2 麻酔ガス導入管内蔵FMAの構造とその制御法

ガス誘導管内蔵FMAの構造を、図3-1、図3-2に、仕様を、表3-1に示す。基本構造は従来のFMAと同じで、円筒形の繊維強化ゴムの内部に3つの圧力室をもっている。異なるのはその中央部にガスを誘導するための円管を持っているところである。動作方法も従来と変わらずに各圧力室に圧縮空気を供給することにより湾曲させることができ、圧力室の圧力の組み合わせにより任意の方向に湾曲させることができる。

3.3 ガス誘導管内蔵FMAの制御特性

ガス誘導管付きFMAの無負荷時の変形特性と、アクチュエータ先端に負荷が作用したときの剛性の静特性について円弧モデルを利用して理論値の計算を行った後、実験により実測値を測定した。また、ガス誘導管路の流量についても実験により測定した。

3.3.1 静特性の理論値

第2章で説明した、円弧モデルを用いて理論値の計算を行った。ただし、本アクチュエータは従来のタイプと異なりガス誘導管を内蔵しているため、断面2次モーメントの計算を新たに行った。

アクチュエータの断面2次モーメント I を図3-3のように円周部分 I_1 とガス誘導管部分 I_2 、仕切部分3つ (I_3, I_4, I_5) の計5分割した後、合成して求めることにする。

成分1、2について

一般に外径 d_2 、内径 d_1 の断面2次モーメントは次式で与えられる。

$$I = \frac{\pi}{64} (d_2^4 - d_1^4) \dots \dots \dots (3-1)$$

ここでは、 $(d_2, d_1) = (2r_1, 2r_2), (2r_3, 2r_4)$ をそれぞれ代入して、

$$I_1 = \frac{\pi}{4} (r_1^4 - r_2^4) \dots \dots \dots (3-2)$$

$$I_2 = \frac{\pi}{4} (r_3^4 - r_4^4) \dots \dots \dots (3-3)$$

成分3について

一般に幅 b 、高さ h の断面 2 次モーメントは次式で与えられる。

$$I = \frac{bh^3}{12} \dots\dots\dots (3-4)$$

ここでは、 $b=t$ 、 $h=r_2-r_3$ をそれぞれ代入して、

$$I_3 = \frac{1}{12} t(r_2 - r_3)^3 \dots\dots\dots (3-5)$$

ただし、これは長方形の中心軸回りの断面 2 次モーメントであるから、FMA の中心軸回りの断面 2 次モーメントに変換しないとならない。一般に、N-N 軸回りの I は、M-M 軸からの距離 a と断面積 A を用いて

$$I_{N2} = I_{M2} + a^2 A \dots\dots\dots (3-6)$$

と表せるから、これを用いて

$$I_3 = \frac{1}{12} t(r_2 - r_1)^3 + \left(\frac{r_2 - r_3}{2} + r_3 \right)^2 t(r_2 - r_3) \dots\dots\dots (3-7)$$

となる。

同様に、成分 4, 5 について断面 2 次モーメントを求めると

$$I_{4,5} = 2 \cdot \frac{1}{12} 2t \left(\frac{r_2 - r_3}{2} \right)^3 + 2 \left(\frac{r_2 - r_3}{4} + \frac{r_2}{2} \right)^2 2t \left(\frac{r_2 - r_3}{2} \right) \dots\dots\dots (3-8)$$

となる。

以上を合成すると、ガス誘導管内蔵 FMA の断面 2 次モーメントが次式で与えられる。

$$I = I_1 + I_2 + I_3 + I_{4,5} = \frac{\pi}{4} (r_1^4 - r_2^4 + r_3^4 - r_4^4) + \frac{t}{2} (r_2^3 - r_3^3) \dots\dots\dots (3-9)$$

この段面 2 次モーメントおよび、表 3-1 に示す値を用いて計算を行った。計算結果は、次に示す実測値のそれぞれ対応する図に示してある。

3.3.2 静特性の実験値

実験に用いた装置を図3-4に示す。実験方法は、図3-4のようにビデオカメラで撮影した変形の様子をコンピュータに取り込み、プリンターで出力し測定した。なお、 P_i は各圧力室の圧力。

図3-5に $P_1=P_2=P_3$ として加圧したときのZ方向への伸縮特性を示す。アクチュエータ先端の変位 ΔZ をアクチュエータの全体の長さで無次元化して示した。最大の伸びは全長の22%であることがわかる。

図3-6は $P_2=P_3=0$ MPaとして圧力室1のみ加圧し、アクチュエータを+Y軸方向へ湾曲させたときの先端 λ を示した。最大の湾曲角は118degであった。

図3-7は $P_1=0$ MPaとして圧力室2、3を加圧し、アクチュエータを-Y軸方向へ湾曲させたときの先端 λ を示す。最大の湾曲角は124degであった。

以上の結果より、FMAの静特性は1室加圧、2室加圧による差はほとんどないことが判った。

また、FMAの湾曲角 λ は90deg以上は必要ないと考えられるのでFMA駆動用の圧縮空気の供給圧は0.2 MPaとする。

ARC MODELによる計算値は、0.2MPaより圧力が低い場合は低めに、高い場合は高めにでているが、ほぼ一致していると言える。

図3-8はアクチュエータを横向きに固定して $P_2=P_3=0$ MPaとし、圧力室1のみ加圧してアクチュエータの先端部に0.0196N(2.0gf)の負荷を掛けたときの変形量 ΔY を荷重 Q で割ったものを示した。1室加圧では1N当たり32~58cmの変形が生じることが判った。

図3-9はアクチュエータを横向きに固定して $P_1=0$ MPaとして、圧力室2、3を加圧し、アクチュエータの先端部に0.0196Nの負荷を掛けたときの変形量 ΔY を荷重 Q で割ったものを示した。2室加圧では1N当たり37~70cmの変形が生じることが判った。

図3-10はアクチュエータを下向きに固定して $P_2=P_3=0$ MPaとして、圧力室1のみ加圧してアクチュエータの先端部に0.0196Nの負荷を掛けたときの変形量 ΔZ を荷重 Q で割ったものを示した。1室加圧では1N当たり0~46cmの変形を生じることが判った。

図3-11はアクチュエータを下向きに固定して $P_1=0$ MPaとして、圧力室2、3を加圧し、アクチュエータの先端部に0.0196Nの負荷を掛けたときの歪み ΔZ を荷重 Q で割ったものを示した。2室加圧では1N当たり0~50cmの変形を生じることが判った。

以上の結果から、FMAの剛性はY向よりも、Z方向の方が強い。また、1室加圧、2室加圧では、若干1室加圧の方が高めだがほぼ同じであることがわかる。

したがって、凸部を乗り越える際には、FMAを上を持ち上げるY方向の剛性よりZ方向の剛性が上まわり、FMAを後方に押し戻すようなことになってしまうことが考えられる。

薄肉円筒曲がりばりの式による計算値は、Z方向の剛性に対しては静特性と同じような傾向を示し、ほぼ一致しているといえるが、Y方向の剛性については実測値より強めにでる傾向にあるので設計をする際には注意を要すると思われる。

3.3.3 ガス誘導管の流量測定実験

実験に用いた装置の概略図を図3-12に示す。実験方法は、水上置換により3.14リットルの容器に空気が満たされる時間を測定し、計算により流量、流速を求めるというものである。

図3-13は実験により求めた流量とそれを直線回帰したものである。麻酔ガスが供給される圧力は0.05MPa程度であるので流量は $1.0 \times 10^{-4} (\text{m}^3/\text{s})$ 程度になると考えられる。

図3-14は実験により求めた流速とそれを直線回帰したものである。使用する0.05MPa付近では流速は120m/s程度となると考えられる。

表 3 - 1 FMAの仕様

アクチュエータの外径 d	$\phi 5.0$ mm
変形部分の長さ	27.0 mm
全長	42.0 mm
取り付け部の長さ	5.0 mm
ガス誘導管内壁までの半径 r_4	0.50 mm
ガス誘導管外壁までの半径 r_3	0.75 mm
隔壁肉厚 t	0.60 mm
圧力室内壁までの半径 r_2	2.25 mm
圧力室外壁までの半径 r_1	2.50 mm
断面 2 次モーメント I	14.0 mm
縦弾性係数 E_T	1.40 MPa
横断面における圧力室の断面積合計 A_p	10.9 mm ²
横断面におけるFRRの占める面積 A_0	7.95 mm ²
扇形柱の断面の図心とアクチュエータ の中心軸間の距離 δ	1.25 mm
チューブの長さ	617 mm
チューブの外径	0.40 mm
チューブの内径	0.25 mm

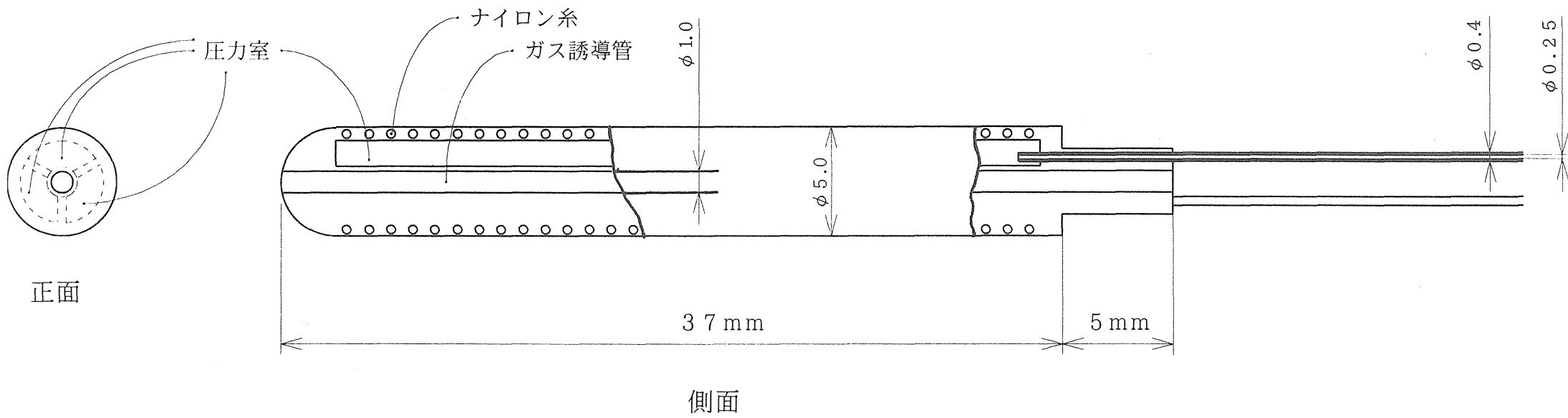


図 3-1 $\phi 5\text{mm}$ ガス誘導管内蔵 FMA

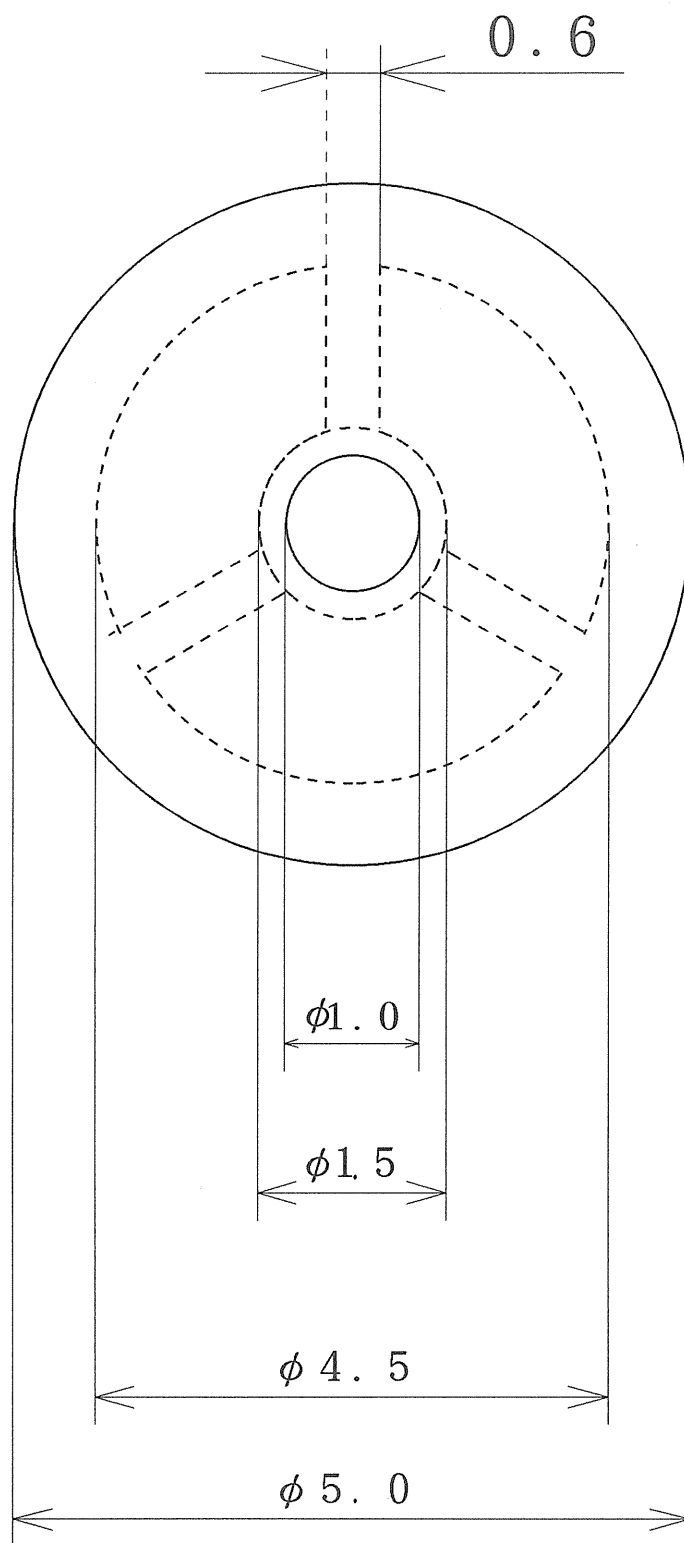


图 3-2 FMA 断面图

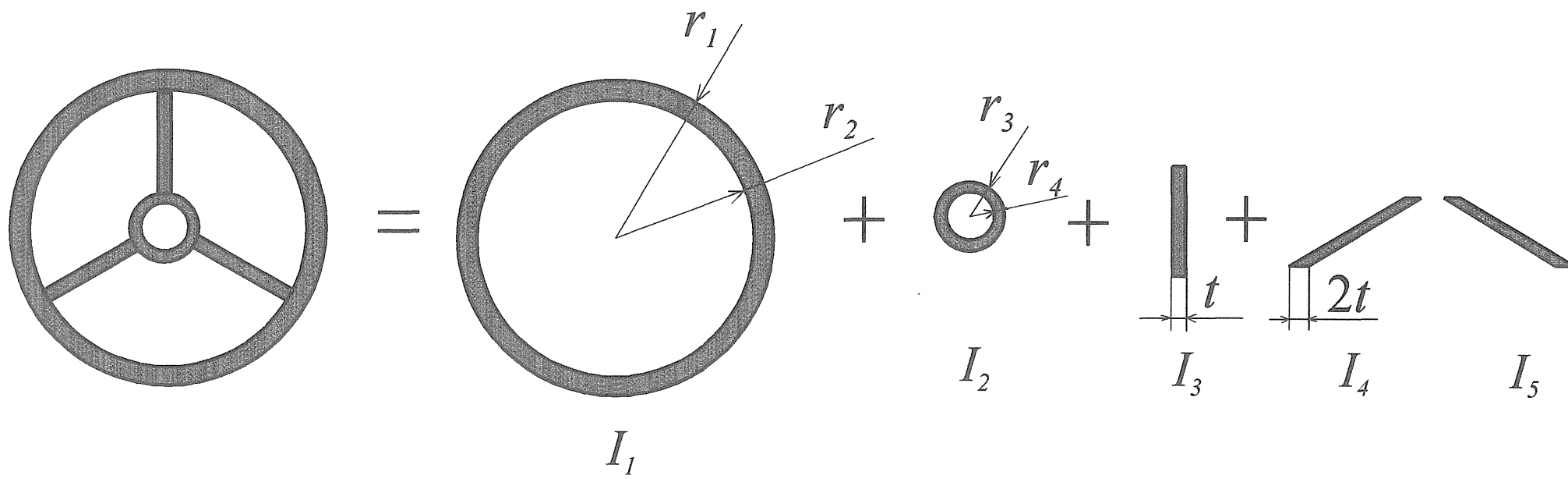


図 3 - 3 断面 2 次モーメントの算出

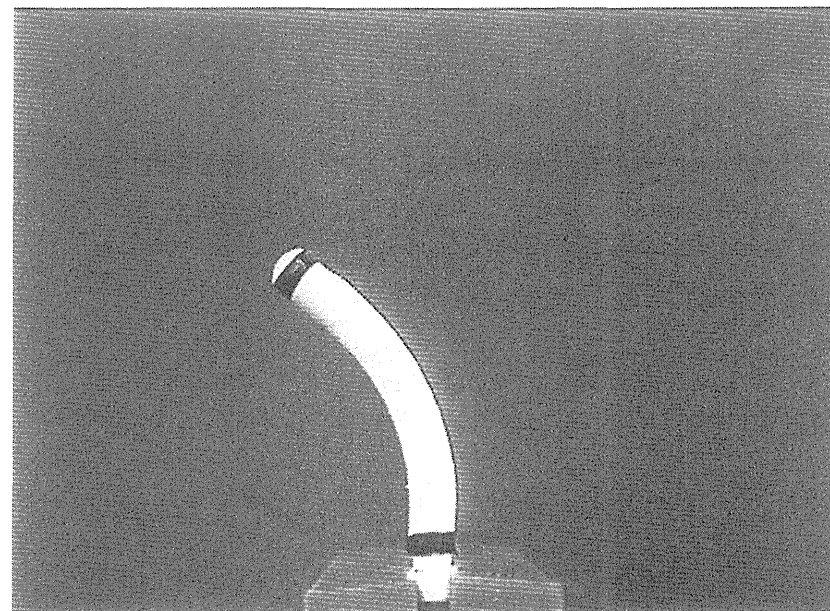
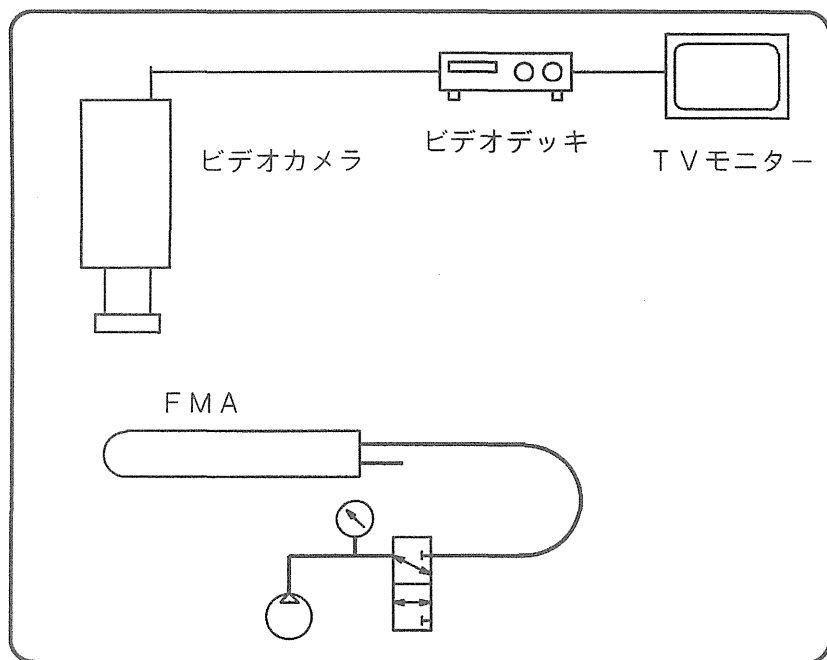


図 3 - 4 実験装置

P1, P2, P3 加圧静特性

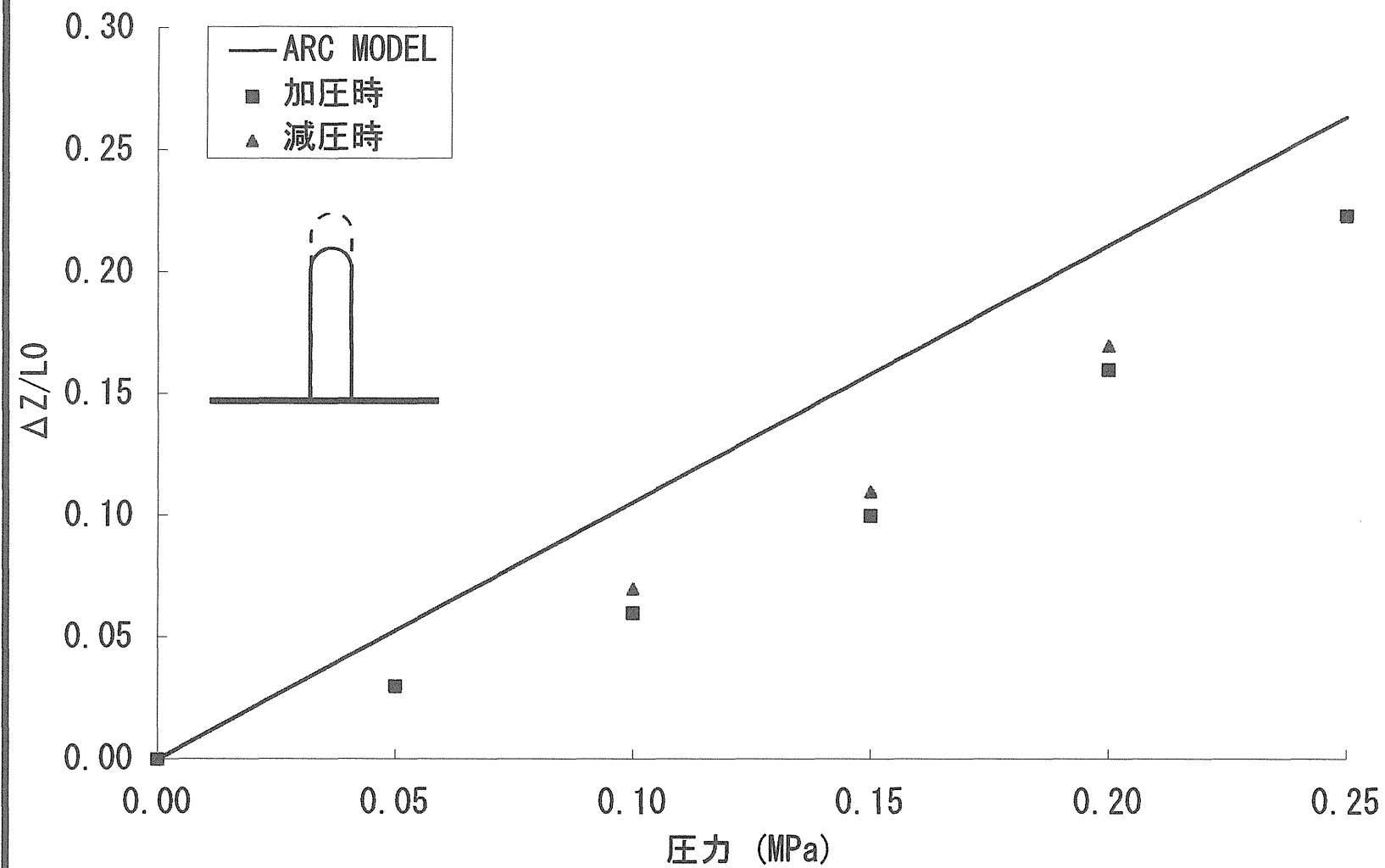


図 3-5 3室加圧 Z方向への伸縮特性

P1 加压静特性

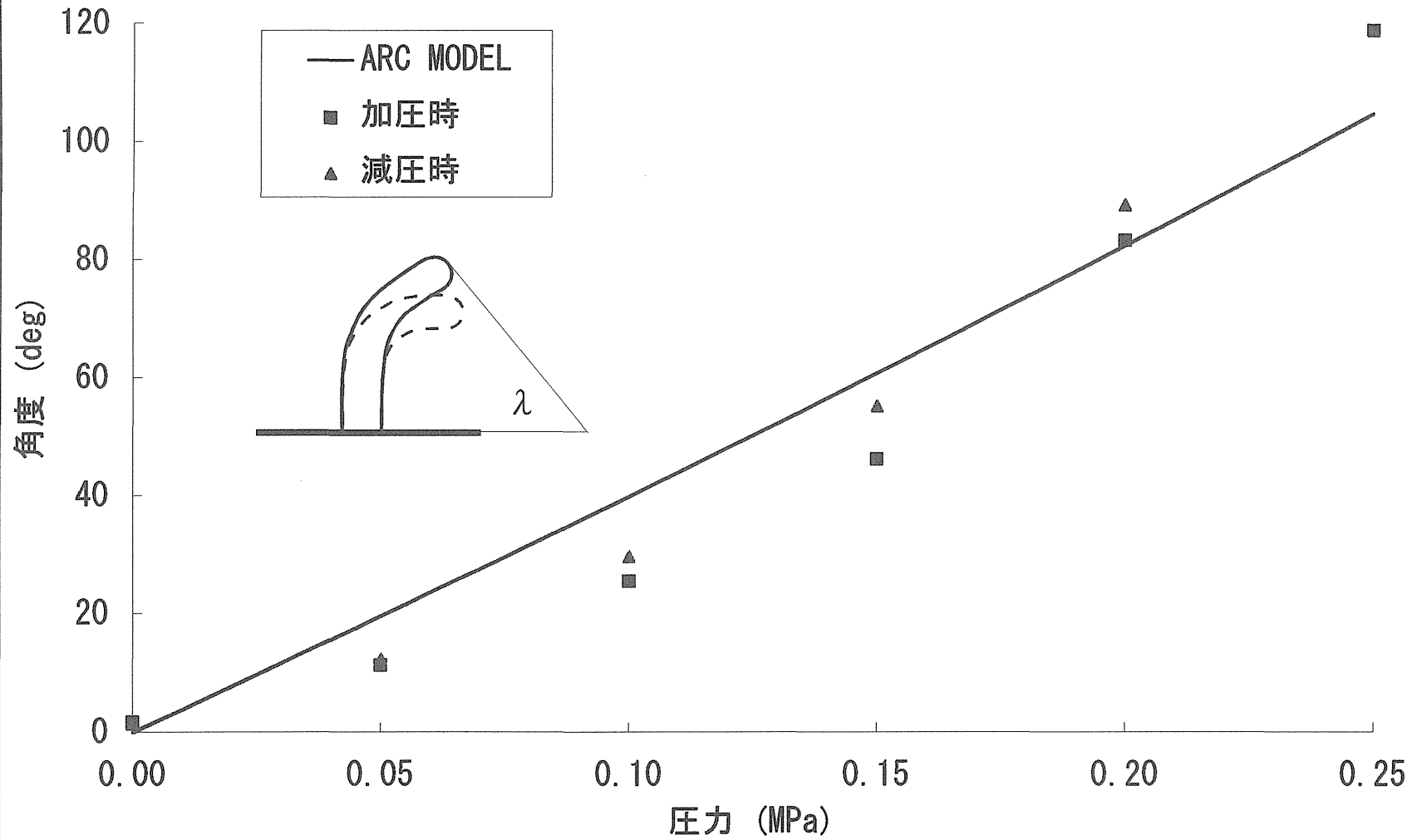


图 3-6 1室加压静特性

P2, P3 加压静特性

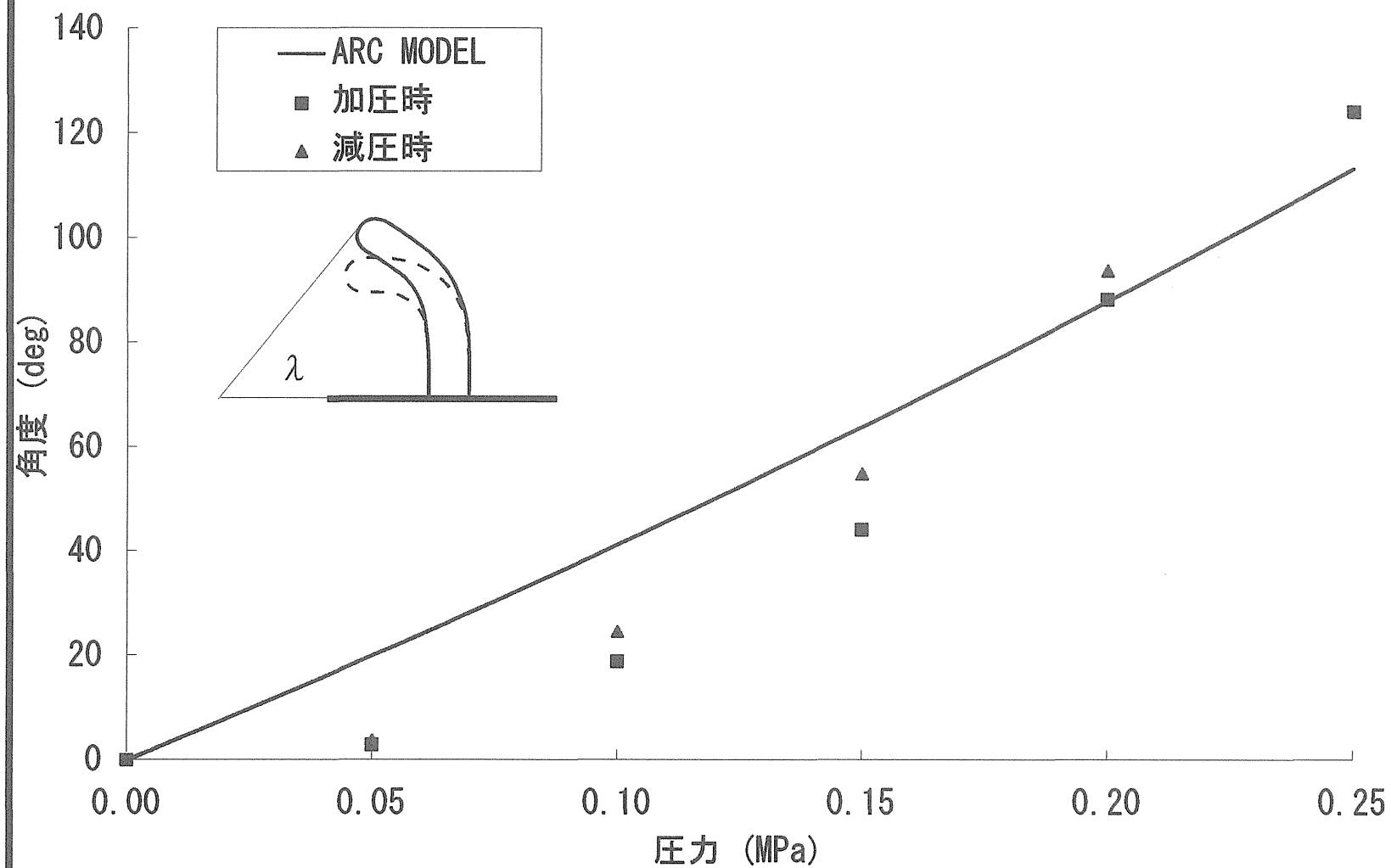


图 3-7 2室加压静特性

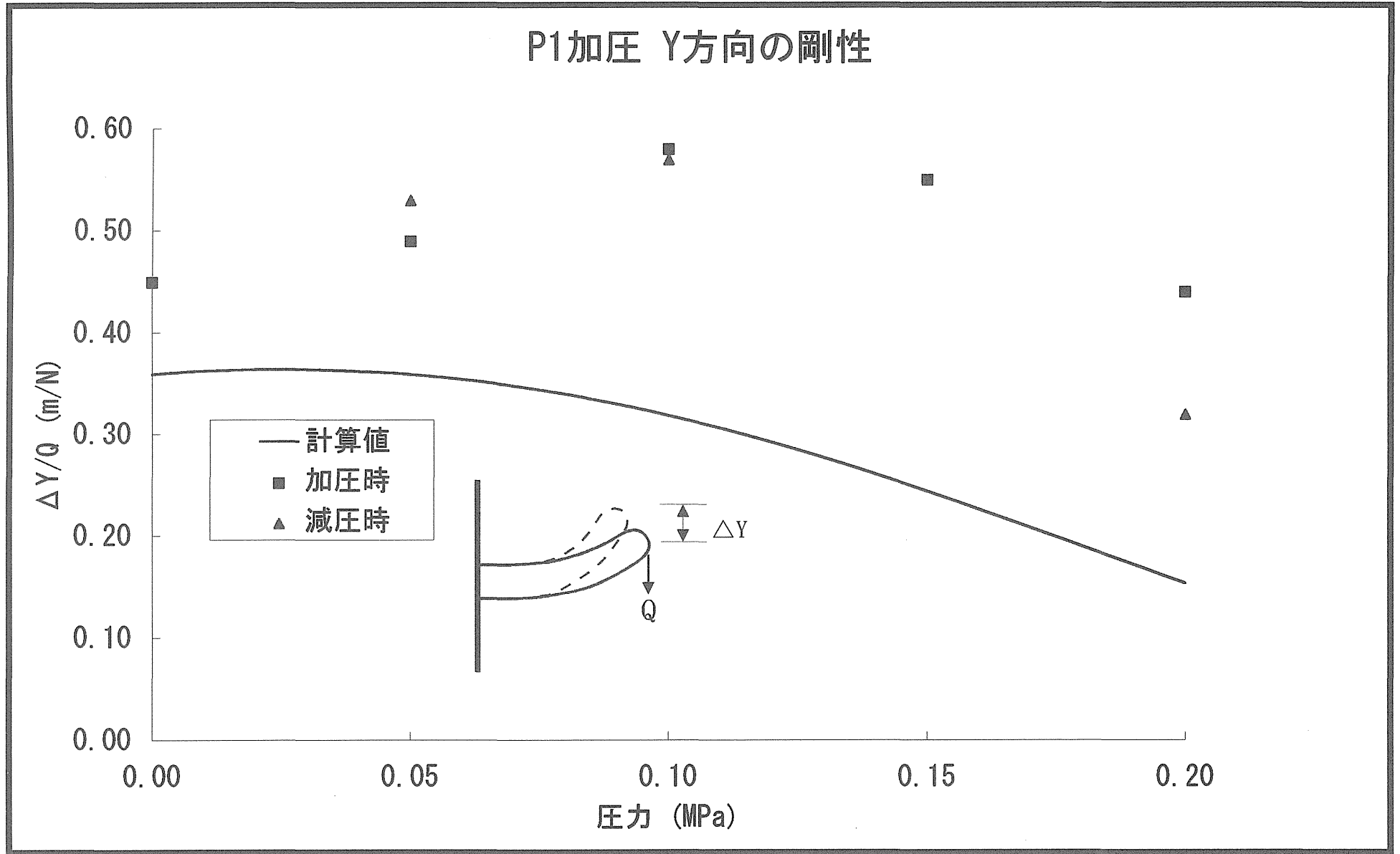


図 3 - 8 1 室加圧 Y方向の剛性

P2, P3 加圧 Y方向の剛性

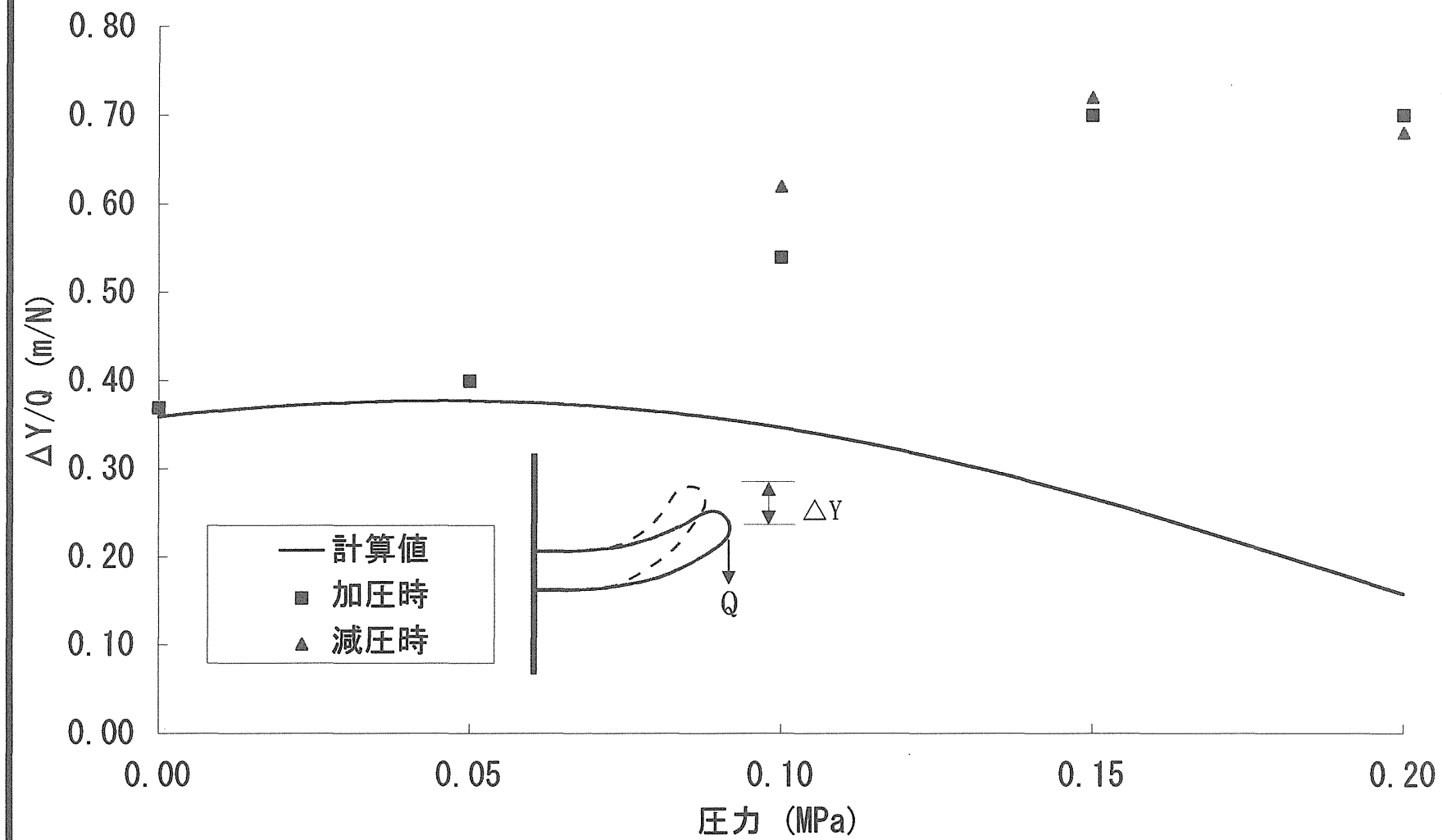


図 3 - 9 2室加圧 Y方向の剛性

P1加圧 Z方向の剛性

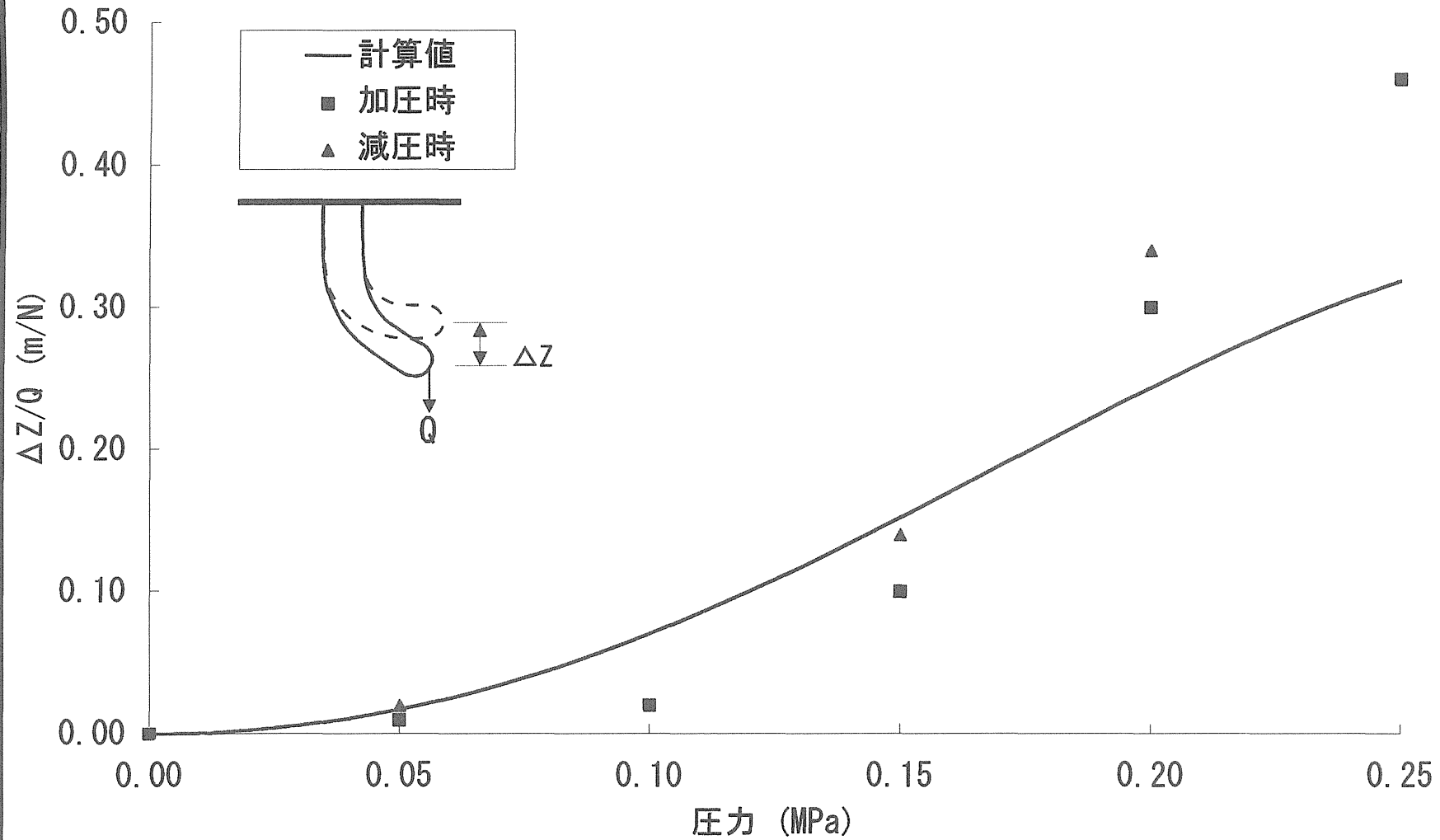


図 3 - 1 0 1室加圧 Z方向の剛性

P2, P3 加圧 Z方向の剛性

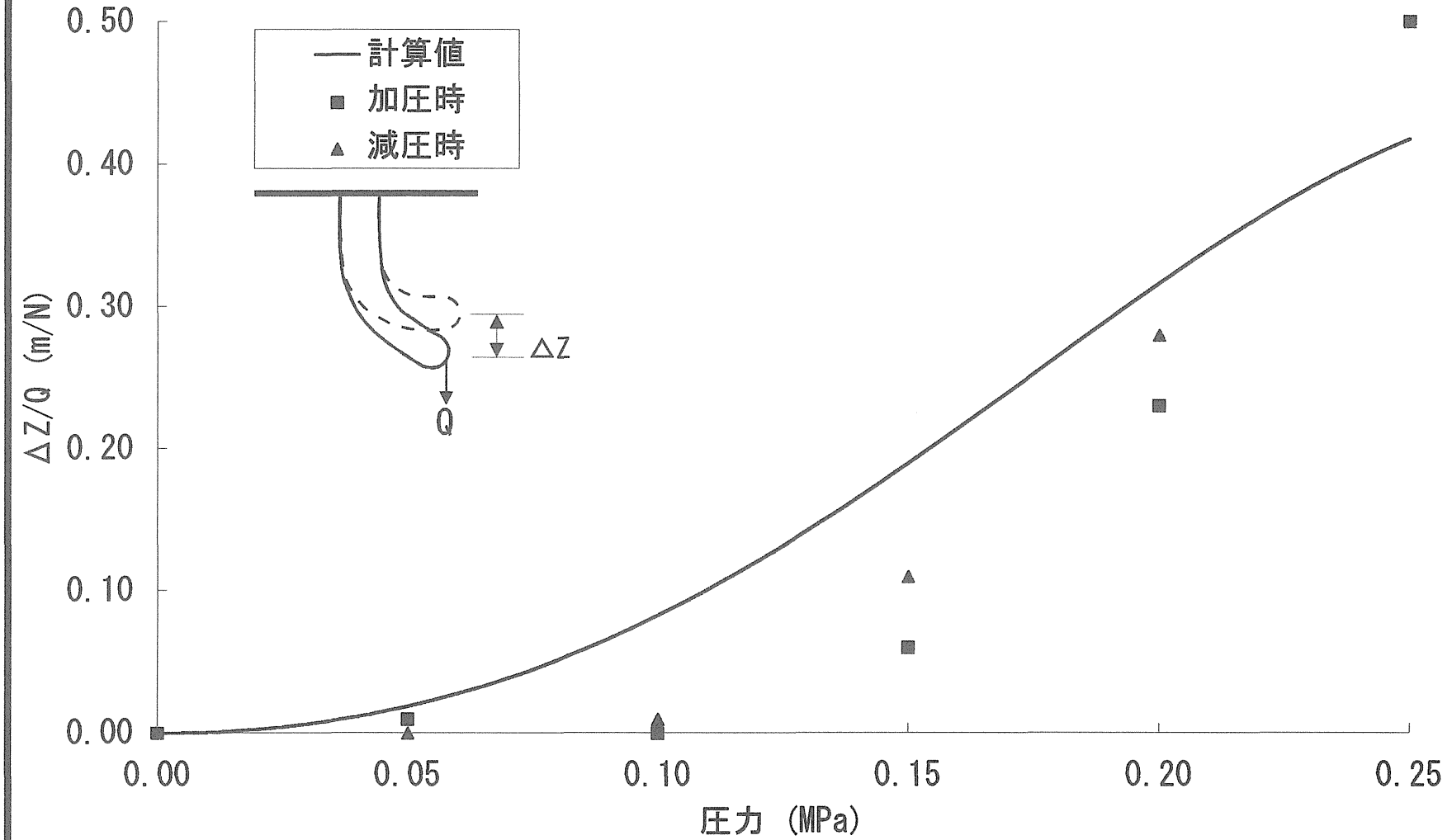


図 3-1-1 2室加圧 Z方向の剛性

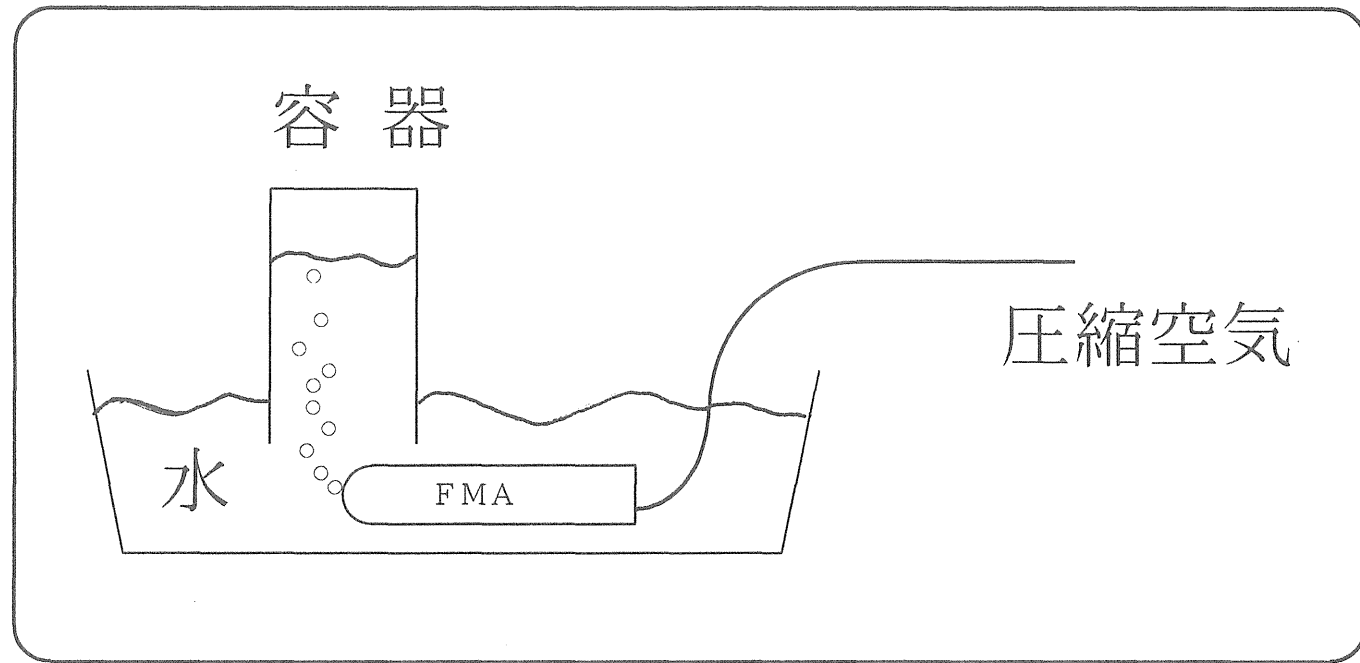


圖 3 - 1 2 流量測定實驗裝置

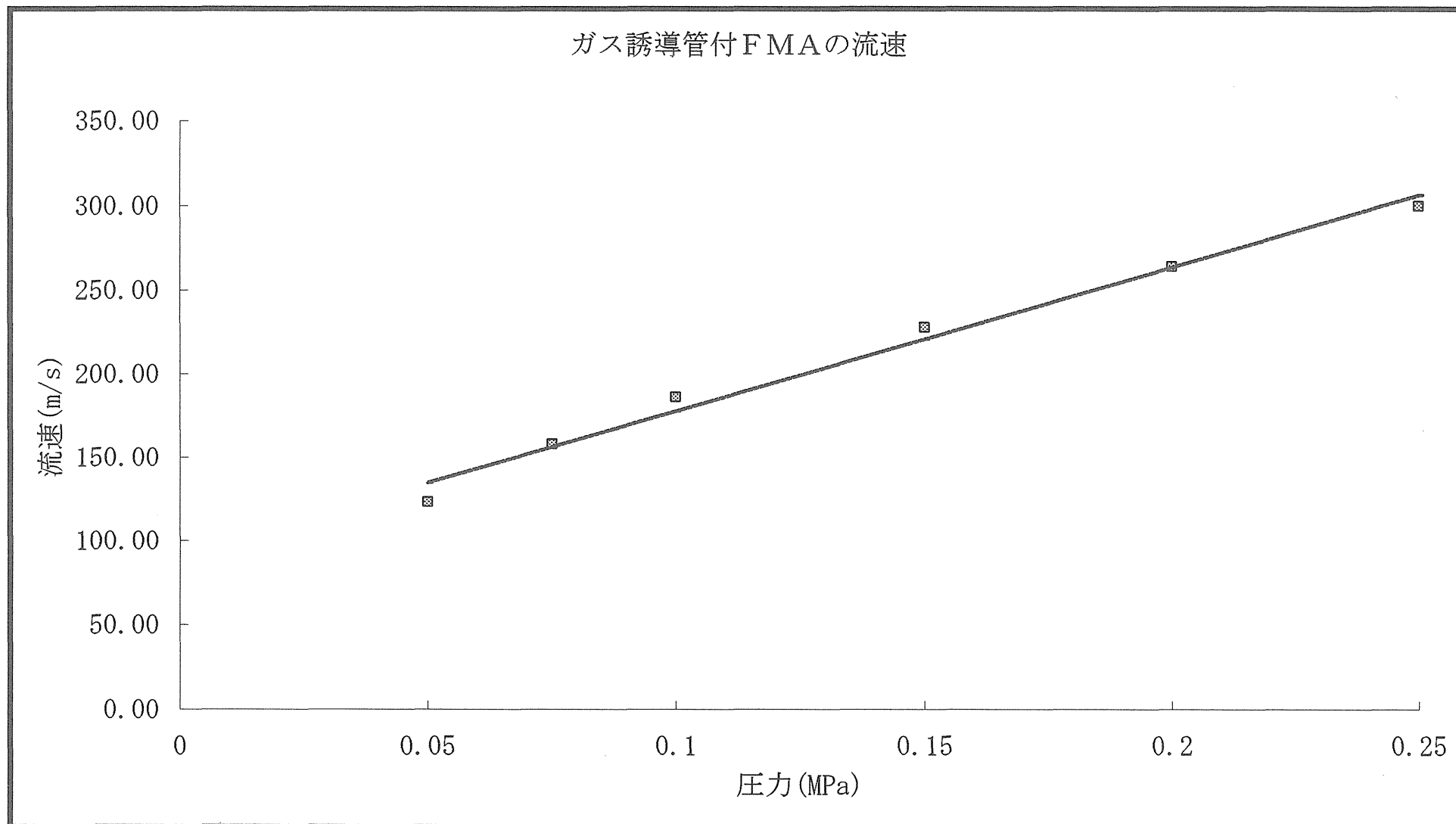


図3-13 ガス誘導管の流速性

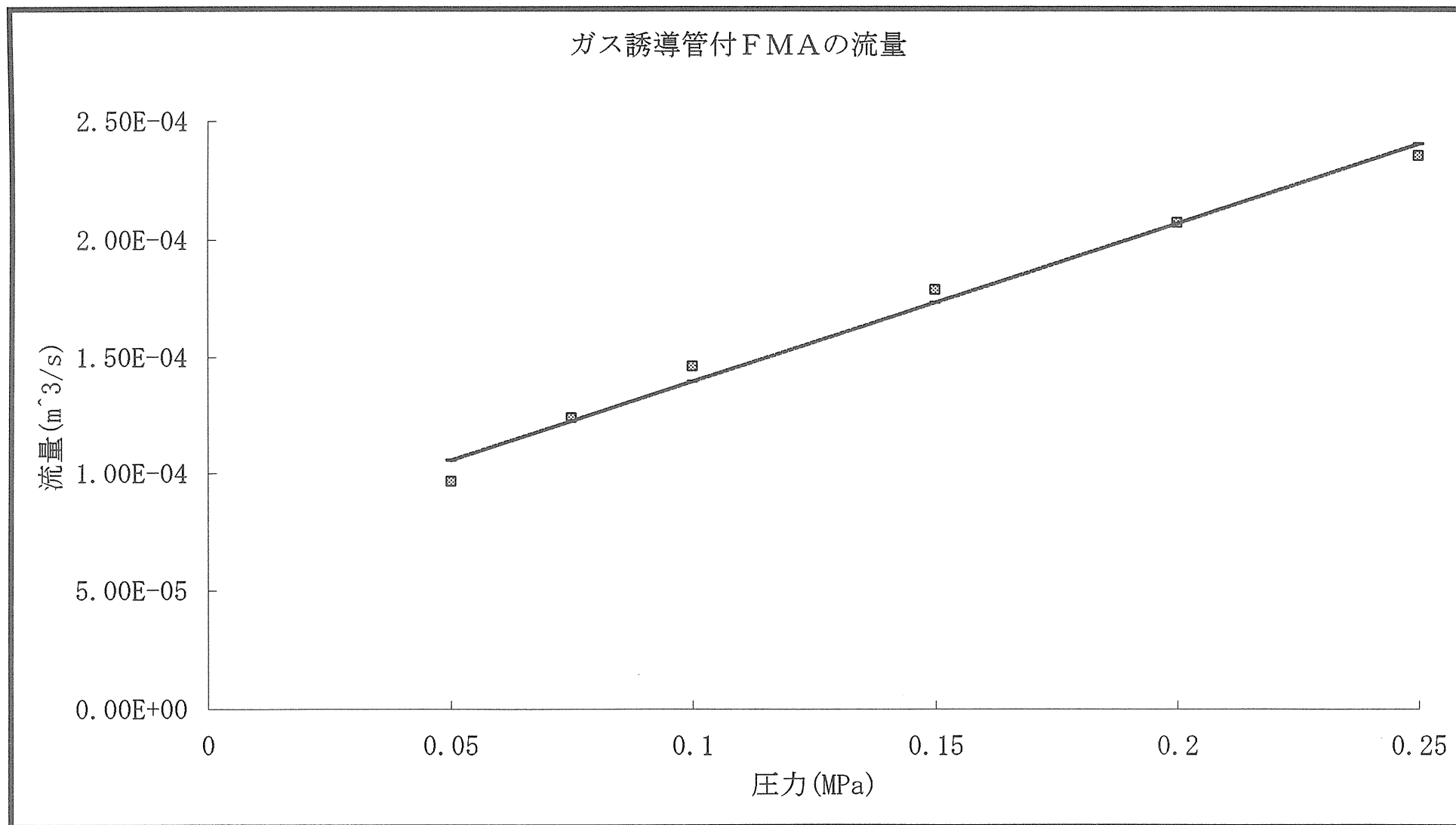


図 3 - 1 4 ガス誘導管の流量測定

4 ガス噴射タイプFMAユニットの製作とその評価

第3章で提案した2つのタイプの麻酔器具のうち、先ず、FMAを気管内挿管チューブの先端として用い、気管内チューブ自体に3方向の変形能力を持たせるタイプについて試作した。

4.1 ガス噴射タイプFMAユニットの構造

構造は、図4-1に示す。まず、先端の①の部分にFMAが用いられている。そして、このFMAは、FMA後部の少し細くなった部分がそれに続く②のウレタンチューブ(外径6mm、内径4mm、全長600mm)のなかに入れて固定されている。また、FMA駆動用の3本の細管(外径0.40mm、内径0.25mm)は、この②のチューブの内部を通っている。次に、③のY字ユニオンでウレタンチューブが2つに分かれるのに合わせて、FMA用の細管はそれぞれ1本と2本に分かれ、さらに④のY字ユニオンにて同様に、ウレタンチューブが分かれるのに合わせて2本の細管は1本づつに、また、細管が1本のみ通っているウレタンチューブは、④のY字ユニオンで、細管の通っているチューブと、⑤のガス供給口に向かうチューブとに分かれる。

FMA駆動用の細管はこの先の⑥の部分でネジを切ったアルミ管の内壁に接着され、アダプターを介して、ウレタンチューブ終端のメスユニオンに固定されている。

このような構造のため、⑤のガス供給口より入った麻酔ガスは⑥の部分から漏れることなく②のウレタンチューブの内部でかつFMA駆動用チューブの外側の部分を通して、FMA中心部のガス誘導管に至り、最後にFMA先端から放出される。また、FMA駆動用の圧縮空気は⑥の部分からFMA駆動用の細管の先端へ入り、麻酔ガスと混じることなくFMAの圧力室に到達することになる。また、操作部⑦は、次に説明するブリードオフ回路を利用した装置を用いた。

4.2 ガス噴射タイプFMAユニットの操作のための空気圧制御法

手術室内で用いることを考え、図4-2のようなチーズを利用した圧力制御装置をFMAの操作用に考案した。基本構造はチーズの3つの接続口をそれぞれ、圧力供給口、操作口、FMA接続口として、圧力供給口の上流側に絞りを置いたものである。その動作原理は図4-3に示すように指先で操作口の開口部面積を変化させることにより行われる。

1. 操作口を開放した場合

供給された圧縮空気は絞りを通ることで大気圧まで減圧され大気中に逃げてゆく。したがって、圧力室は加圧されずFMAが湾曲することはない。

2. 操作口を指でふさいだ場合

供給された圧縮空気は操作口が指で塞がれているので、FMAの圧力室に流れ込み、圧力室の圧力は供給圧になるまで上昇する。従って、その圧力上昇に伴いFMAは湾曲する。

最後に、空気圧回路を図4-4に示す。

4. 3 ガス噴射タイプFMAユニットの作業性

作業性を調べるため、図4-5に示すような簡易咽頭模型を作成した。この咽頭模型は、完全に頭部後屈がおこなえず頭部が起き上がりぎみで、挿管がやや困難な状態を再現してある。実験は、この模型にガス噴射タイプFMAユニットを気管内に挿管し、不都合な部分を探し出した。また、比較のために従来のスタイレットを用いる方法も行った。

4. 3. 1 スタイレットによる挿管

スタイレットの代わりに針金を用いて気管内チューブに形をつけながら挿管を再現する実験を行った(図4-6)。

この方法では、1度で気管までチューブを挿入するのは難しく、何度か出し入れを繰り返した末、挿入することに成功した。また、何度も気管内壁にチューブが当たるので、力の加減などを慎重に行わなければならない、手間のかかる作業であった。また、作業時の所用時間は、平均1分50秒であった。

4. 3. 2 FMA気管内チューブの挿管

実際にFMA気管内チューブの挿管を行った(図4-7)。その結果、操作性も良好であり、必要な作業時間も平均34秒と、スタイレットによる挿管の1/4弱となりFMA気管内チューブの有効性が認められた。

問題点としては、実験中、図4-8に示すような状態になることが多く、この状態ではFMAの剛性が不足しているために圧力を上げて、図4-9のようにFMAの後ろに続くチューブの部分を持ち上げられず、それ以上奥に進むことができなくなるというものがあった。またその為、図4-10のように先端のFMA部のみが湾曲し声帯より奥の気管に入る形となった。

また、まれにFMAが気管内壁に張りついてしまう現象が見られた(図4-

11)。この様に内壁に張り付いてしまうという状態は、実際にある程度は起こると考えられ、対策も必要と思われるが、今回の場合はFMA側というよりも人体模型の内壁を覆っているビニールテープの材質に問題があると考えられる。

4.4 ガス噴射タイプFMAユニットの操作に対する応答性と精度

FMAに圧縮空気を供給する配管の内径が0.25mmと細いので、応答性が悪くなると考えられたが、実験中は作業に支障なく、十分な応答が得られた。これは、FMAのサイズが小さいことと、ガス誘導管があるために圧力室の割合が小さくなっていることにより、少ない圧縮空気でも十分にFMAを駆動できたためと考えられる。

次にFMAの湾曲度については、指で操作部から空気中に逃げる空気の量を調整することによりおこなうので、正確に操縦者の思った角度に湾曲させることは難しいことがわかった。しかし、作業の性質上、正確なコントロールは必要なく、FMAの柔軟性により吸収できることが多いので問題はないと考えられる。

また、精度については1つの空気圧源からFMAの3つの圧力室に圧縮空気を供給しているため、1つの系統での操作が他の系統に影響を及ぼすことが考えられる。したがって、図4-12のようにそれぞれ3つの操作部と圧力室の間に圧力計を入れ、非操作時の供給圧力を2.5kgf, 3.0kgfに設定し、それぞれ4つの操作状態についてFMAの圧力室に加わる圧力を測定した(表4-1)。その結果、操作の状態によって供給圧が同じであっても、圧力室に加わる圧力が異なることが確認された。また、1室加圧、2室加圧の場合、FMAの圧力室にかかる圧力は、ほぼ同じとなり、ちょうど操作をしない状態での供給圧に等しくなることがわかった。

またこの結果、Z方向に伸縮する動作はほとんど必要がないと考えられる本装置においては、FMAを湾曲させるために必要な圧力室における圧力の値を、非操作時の供給圧力とすれば良いことになると考えられる。例えば、FMAを60度湾曲させる必要があるならば、FMA静特性のグラフより、それに必要な圧力室の圧力0.15Mpaを非操作時の供給圧力とすればよいということである。

4.5 ガス噴射タイプFMAユニットの気管壁に対する柔軟性と安全性

挿入実験の際、FMAが先端(すなわち、Z方向)から内壁にぶつかるという場面が度々見られ、一見するとFMAが折れ曲がり、内壁に対する衝撃をある程度吸収しているのではないかと思われた(図4-13)。

しかし、実際ののところFMAの先端が気管内壁に触れた場合、どの程度影

響があるのか不明である。そこで、図4-14に示すような装置を用い、剛性がほぼ気管内壁と同じと思われるカスタードプリンにFMAを湾曲させて当て、そのあとの傷の状態を観察する事により、気管内壁への影響を調べてみた(表4-2)。その結果、0.2MPa以上で気管壁に傷つける可能性があることが判明した。

また、Z方向(正面)からFMAが座屈するまで押し込み、その痕を観察した(図4-15)。その結果、5~6mmの痕が残り、実際は大きく内壁を傷つけていることが明らかになった。

以上の結果より、FMAを気管内に挿管する際にはなるべく気管壁に接触させないようにする必要があると考えられる。

表 4 - 1 操作の状態と各圧力室の圧力

(a) 供給圧力 2.5 (MPa)

操作	操作部への供給圧力	圧力室 1	圧力室 2	圧力室 3
○ ○ ○	2.5	0	0	0
● ○ ○	2.7	2.5	0	0
● ● ○	2.7	2.5	2.5	0
● ● ●	2.7	2.9	2.9	2.9

(a) 供給圧力 3.0 (MPa)

操作	操作部への供給圧力	圧力室 1	圧力室 2	圧力室 3
○ ○ ○	3.0	0	0	0
● ○ ○	3.1	2.9	0	0
● ● ○	3.2	3.0	3.0	0
● ● ●	3.5	3.5	3.5	3.5

● …… 穴を塞いだ状態

○ …… 穴を開放した状態

表 4-2 FMAによりついた傷の状態

供給圧力	1室加圧時の傷痕 (mm)	2室加圧時の傷痕 (mm)
1.5	無し	無し
2.0	2~3	2~3
2.5	2.5~4	2.5~4

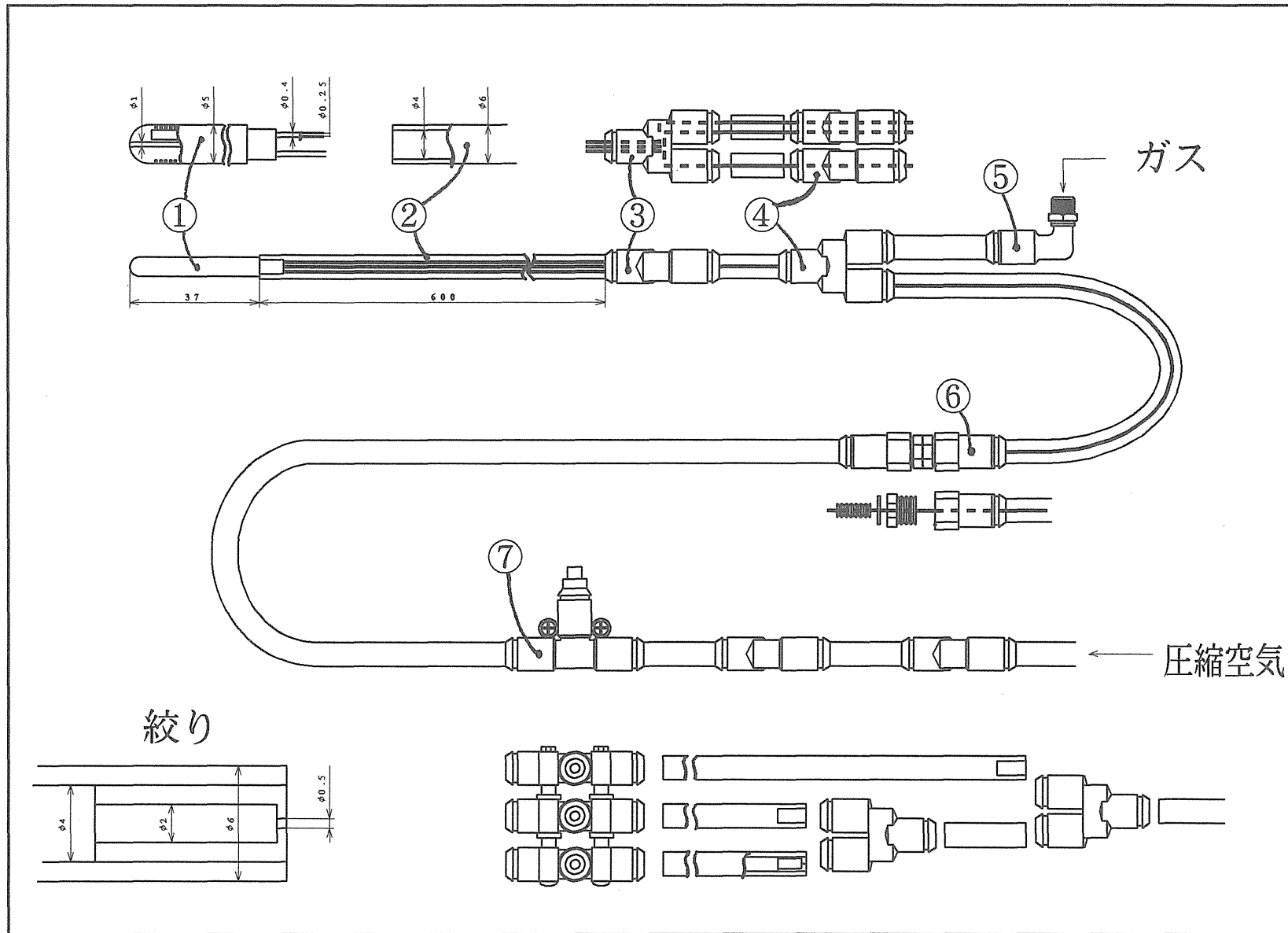


図4-1 ガス噴射タイプFMAの構造

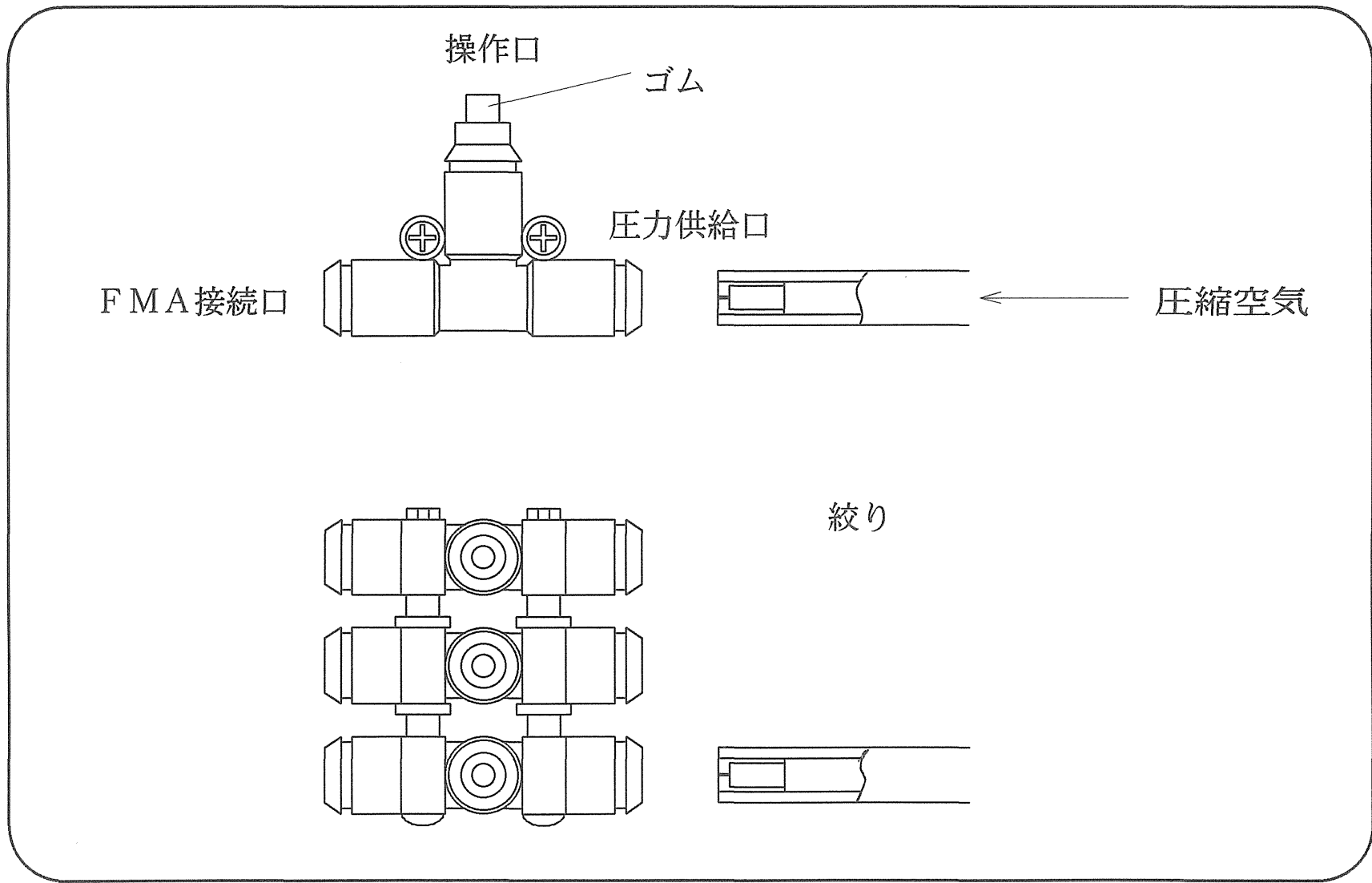


図 4 - 2 圧力制御装置

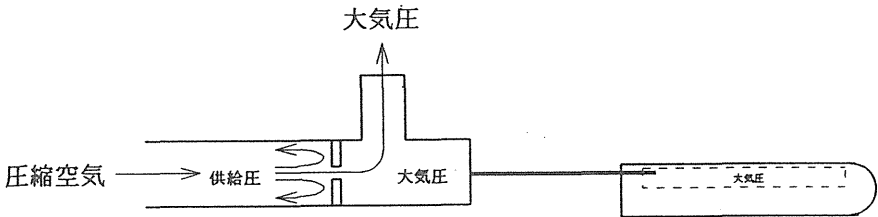
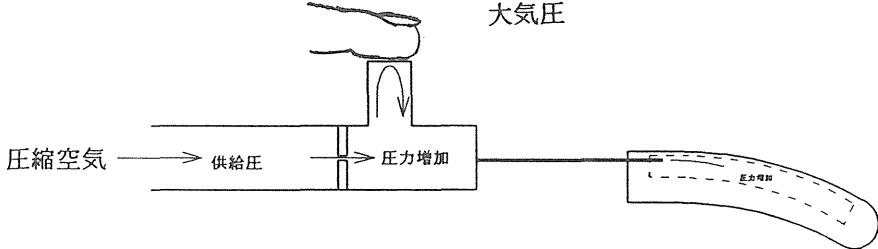
操 作	説 明	動 作 図
無 し	圧縮空気は大気中に 逃げてゆくので、 FMAの圧力室は 大気圧となり FMAは曲がらない。	
有 り	圧縮空気は 逃げ場がないので、 FMAの中に流れ込み 圧力室が加圧され FMAが曲がる。	

図 4 - 3 圧力制御の原理

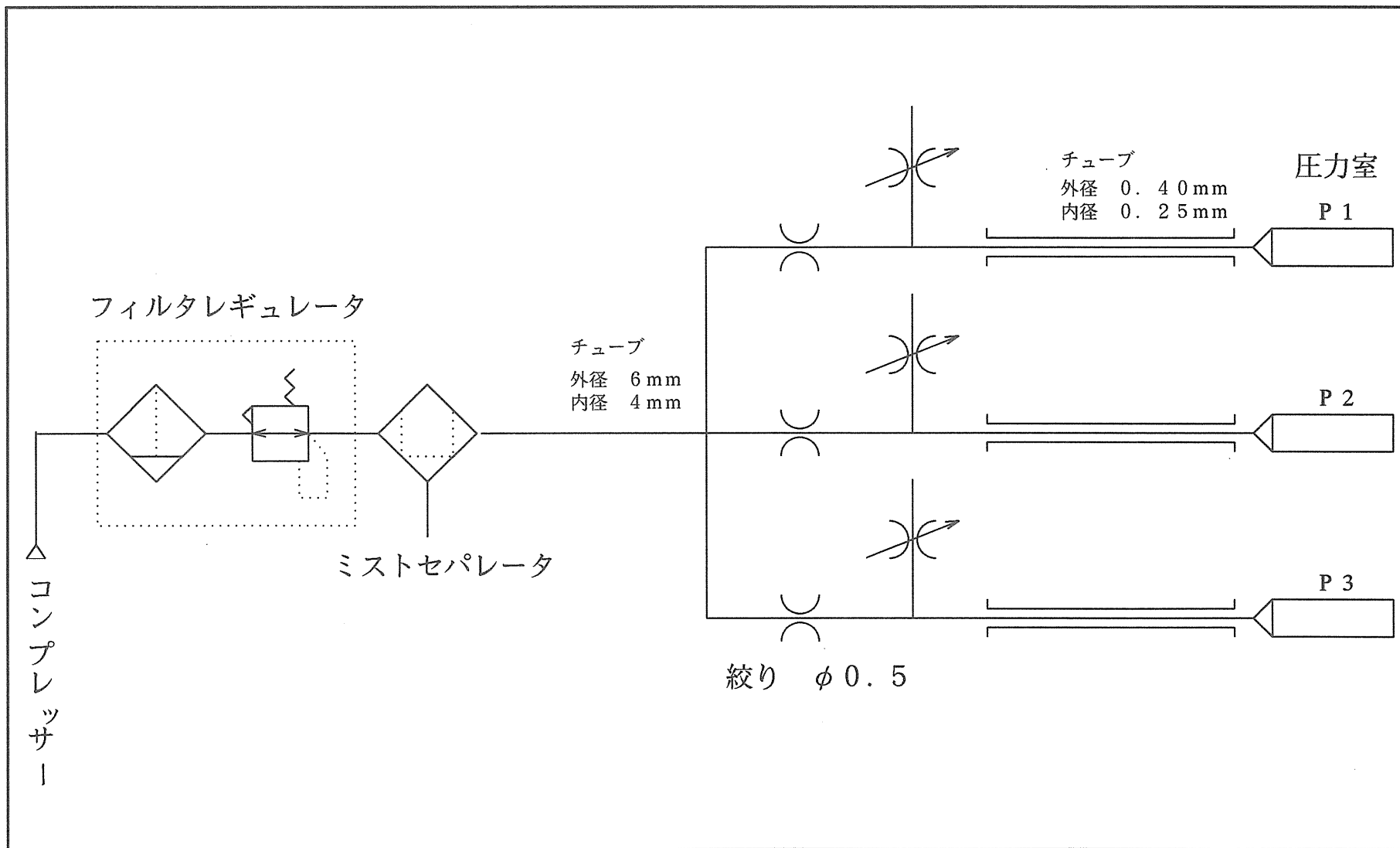


図 4 - 4 空気圧回路

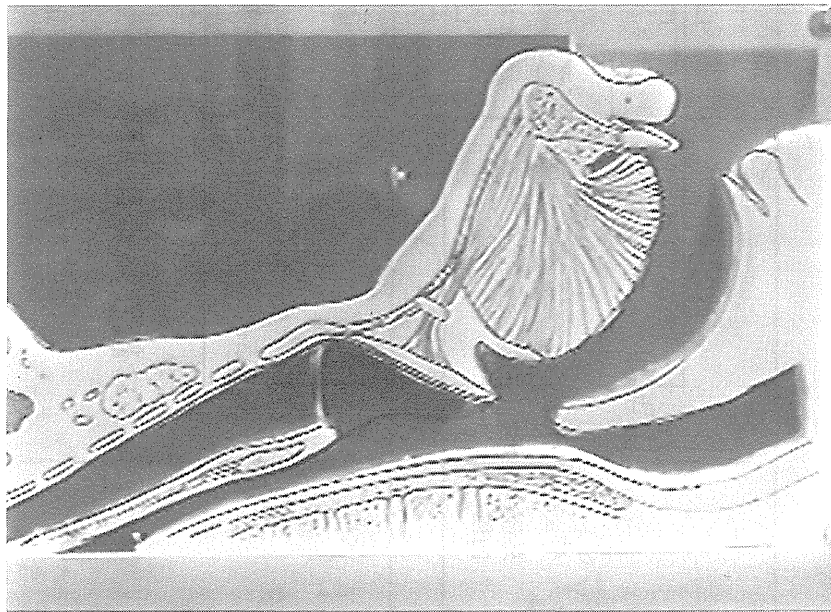


图 4-5 简易咽头模型

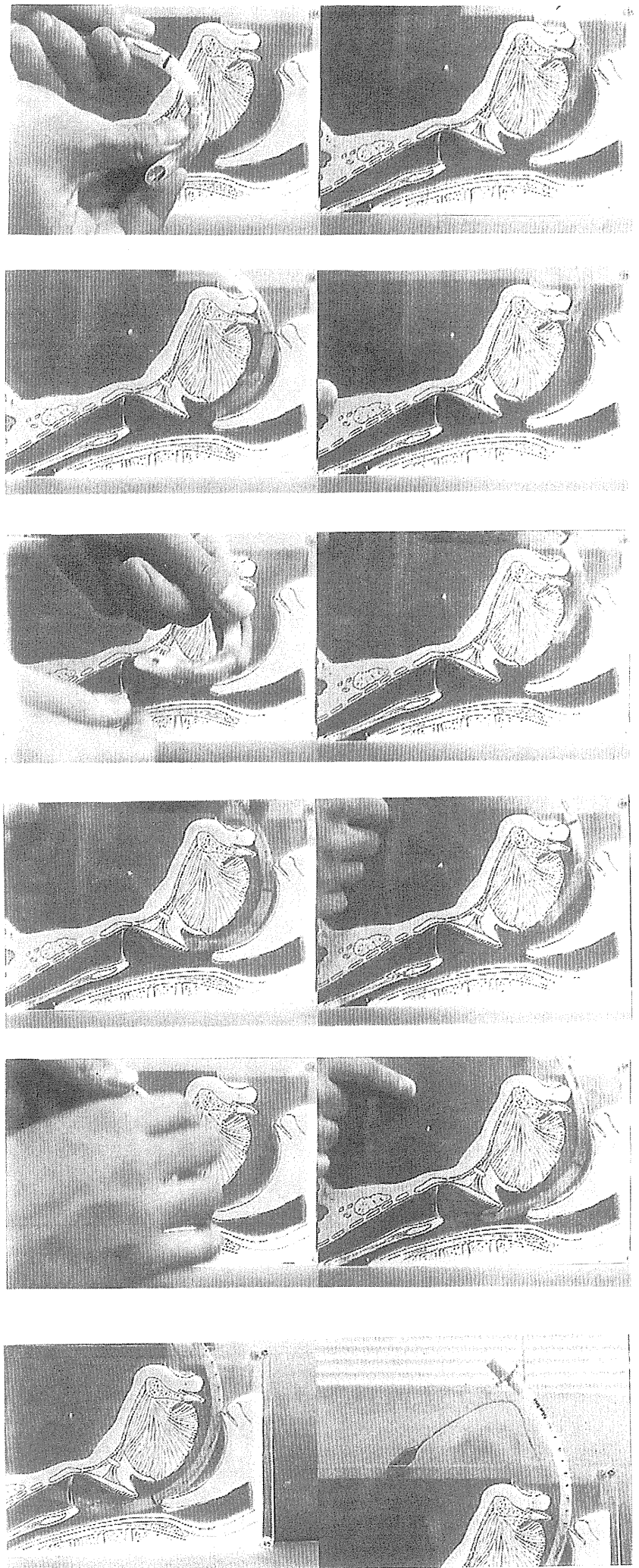


図4-6 スタイルットによる作業

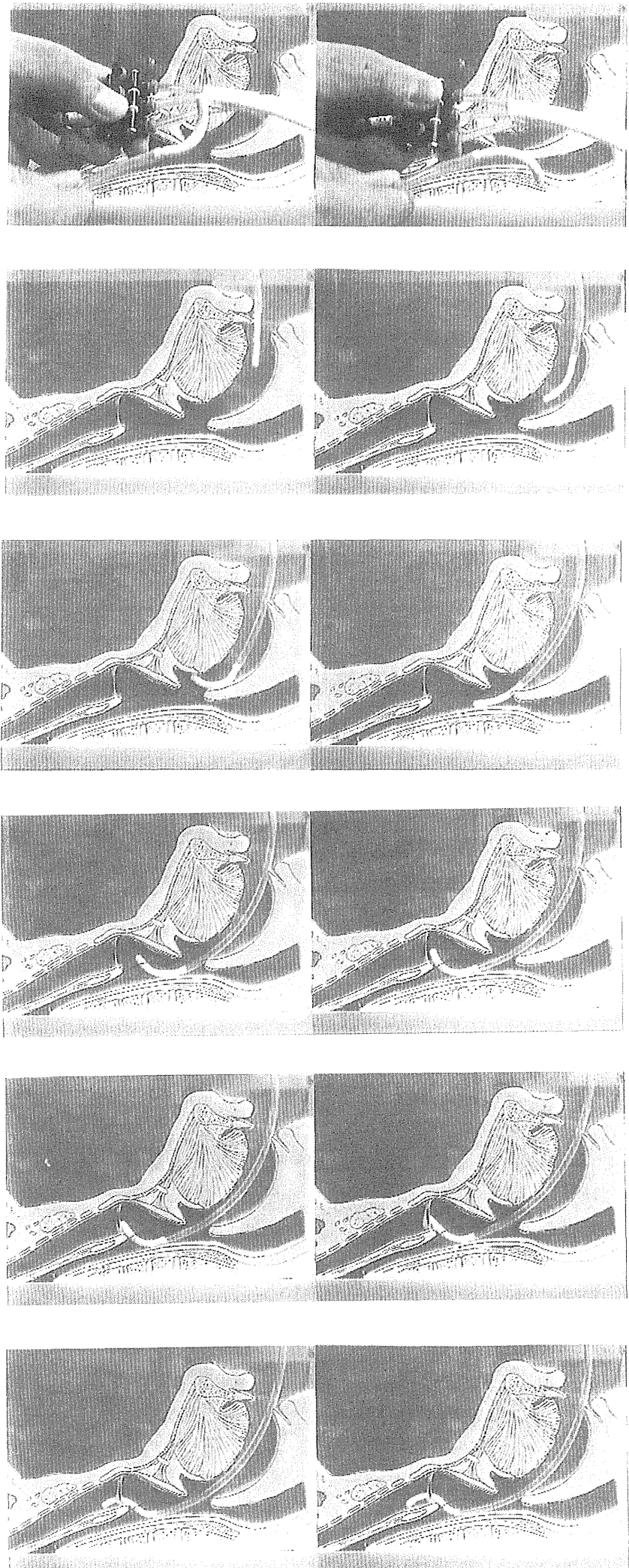


図4-7 FMA気管内チューブによる作業

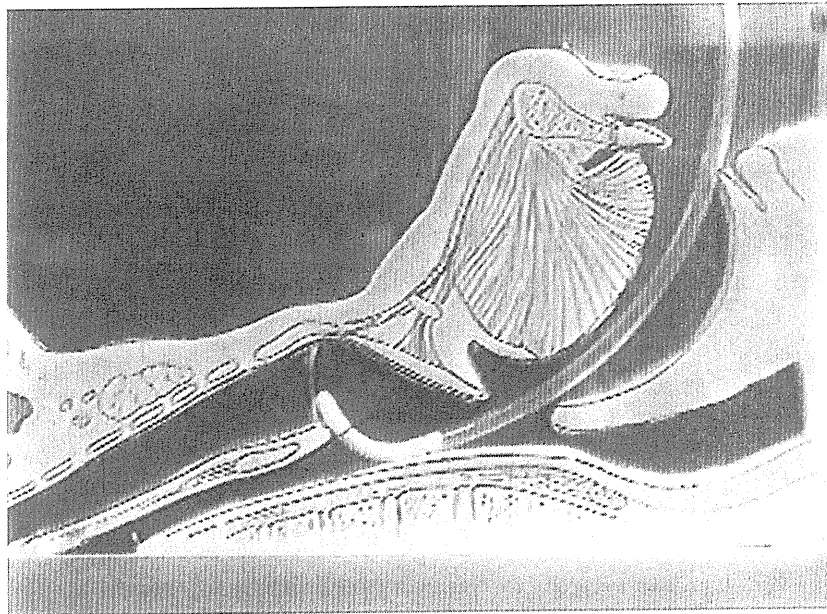


図 4 - 8 喉頭入口付近

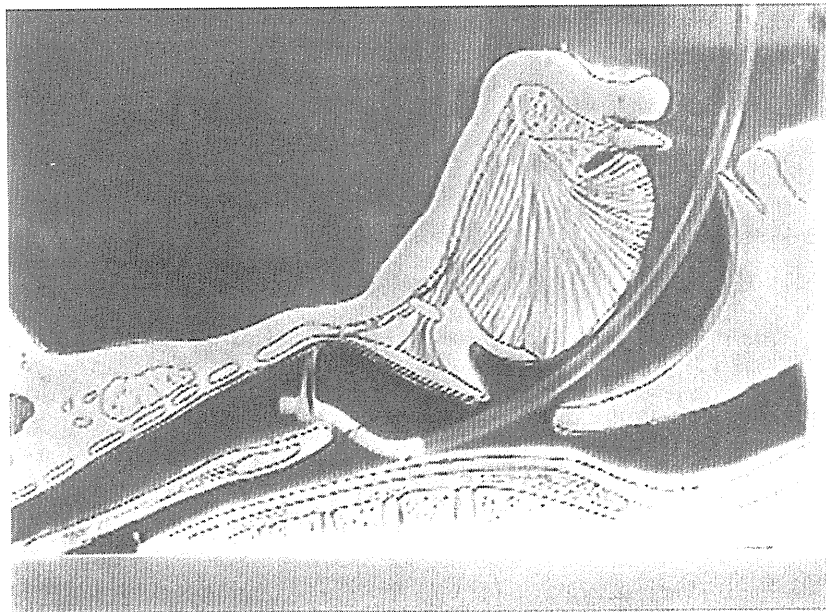


図 4 - 9 FMA 後部を持ち上げられない

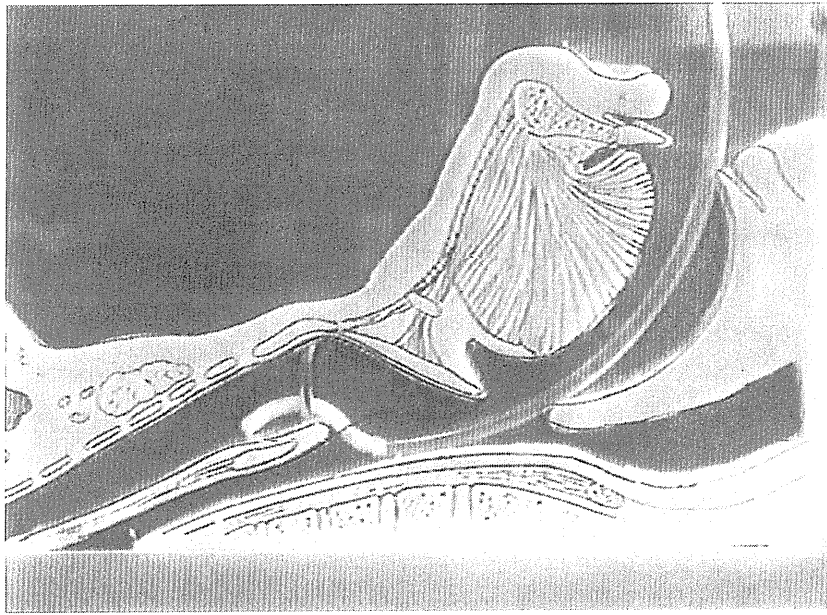


図 4 - 1 0 先端が声帯の奥まで入った様子

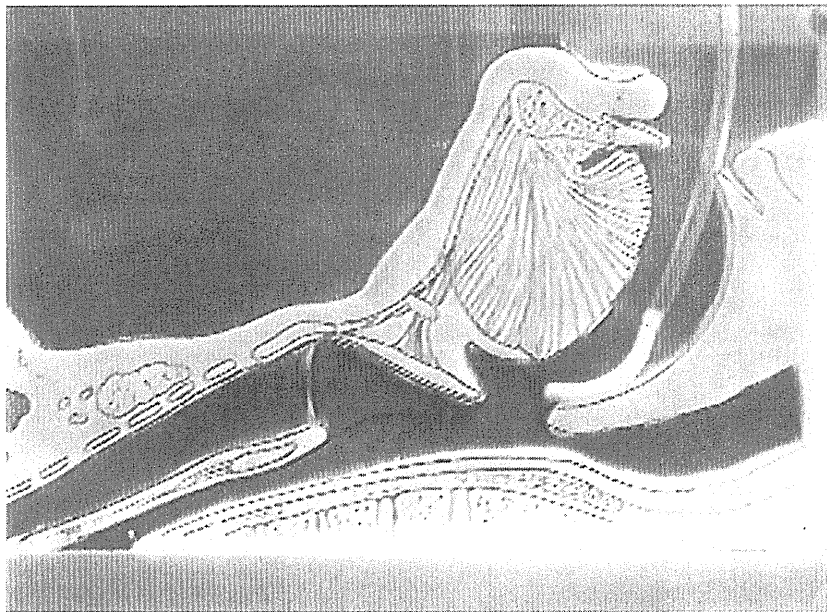


図 4 - 1 1 内壁に貼り付く FMA

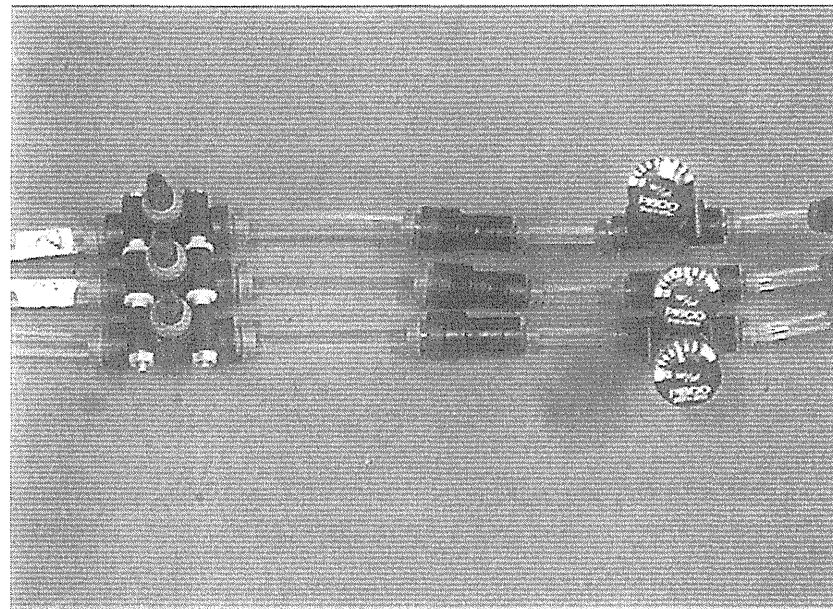
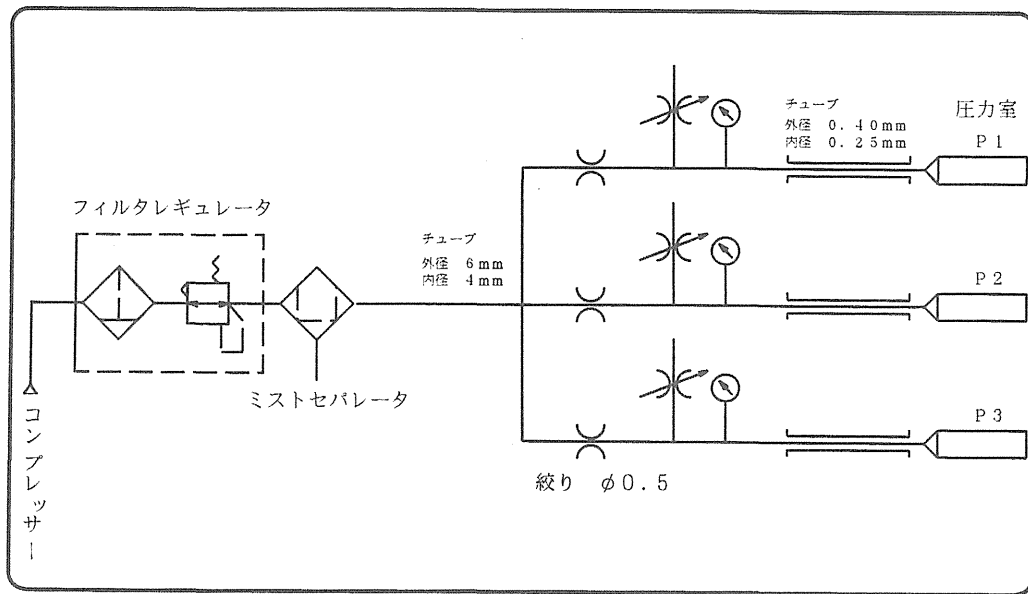


図4-12 圧力干渉実験装置

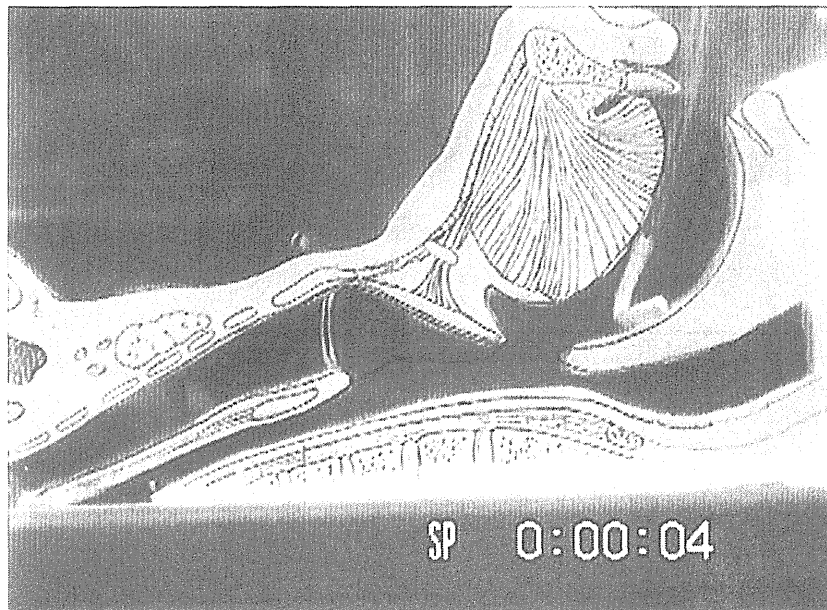


図 4 - 1 3 座屈する FMA

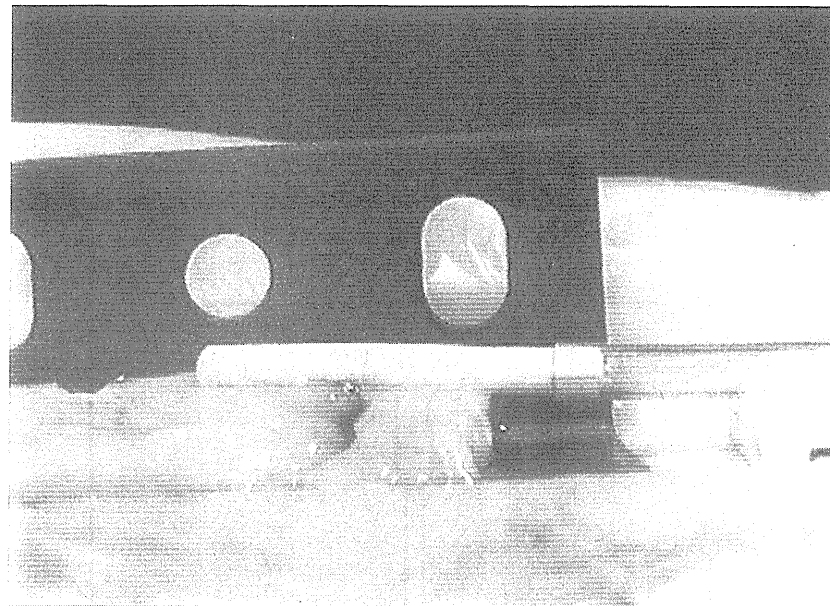
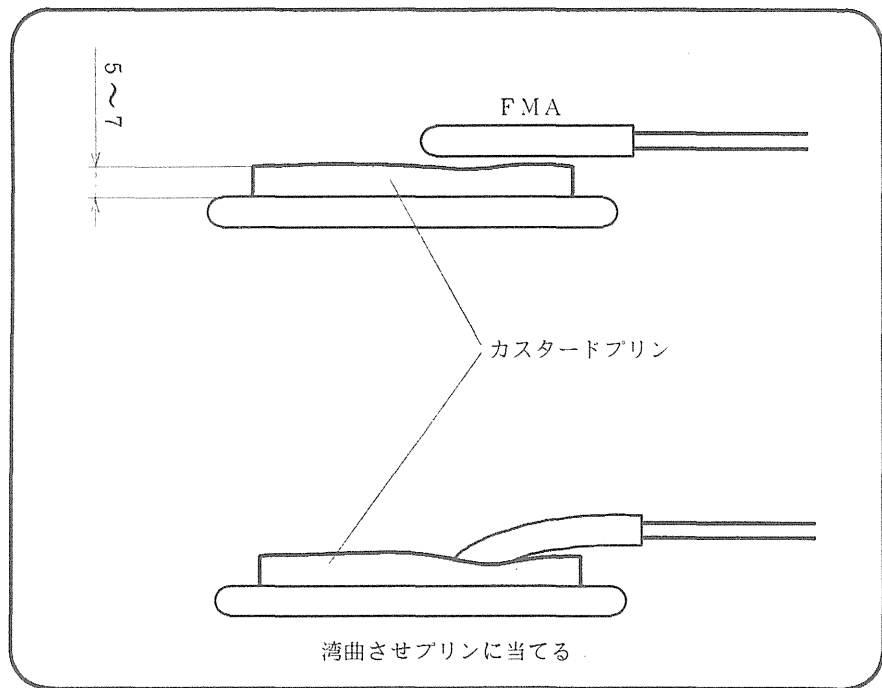


図4-14 気管壁に対する安全性試験

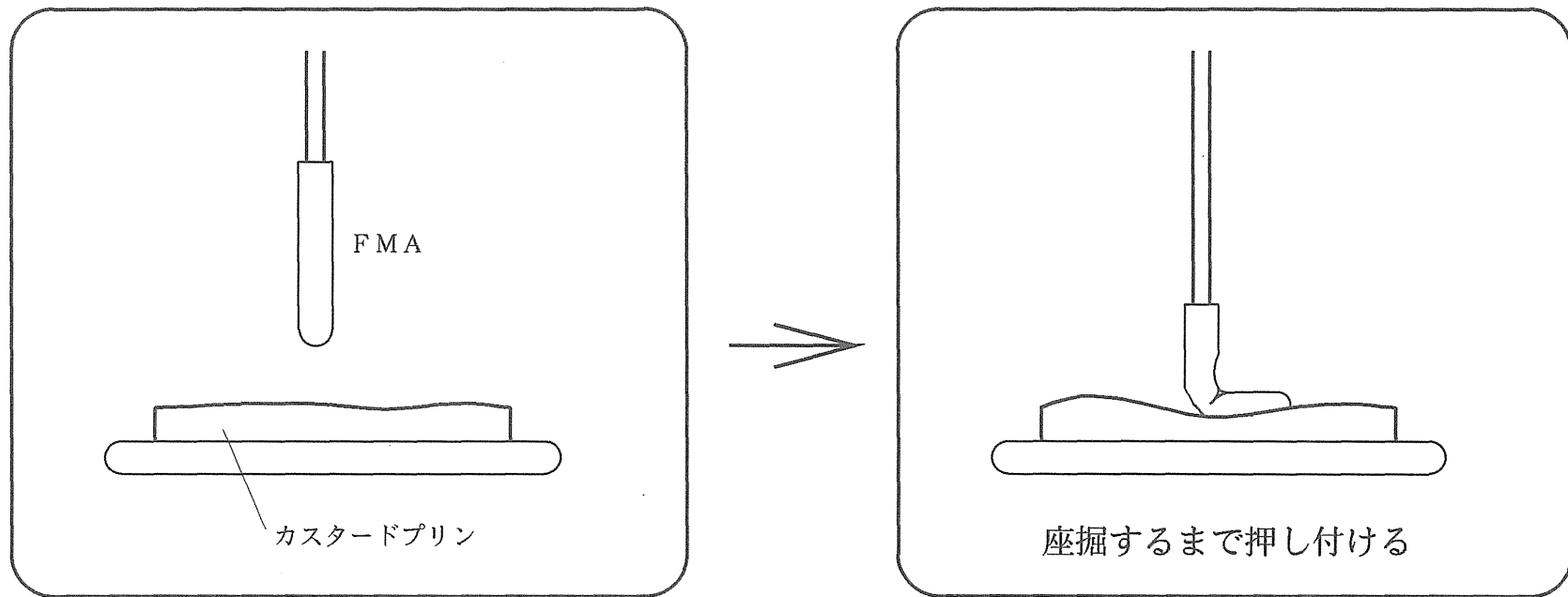


図 4 - 1 5 気管壁に対する安全性試験 (Z 方向)

5 センサ内蔵タイプFMAユニットの構想

この章では第3章において提案した2つのタイプの麻酔器具のうち、現在製作中であるセンサ内蔵タイプのFMAユニットの構想について述べる。

5.1 センサ内蔵タイプFMAユニットについて

第4章でのガス噴射タイプFMAユニットの気管壁に対する安全性の実験により、柔軟性を持ったFMAと言えども、気管壁にある程度強く接触すると傷つける恐れがあることが判明した。また、麻酔ガス導入作業についても、導入作業自体は気管内チューブを用いて作業した方が、従来のノウハウが利用でき、安全性、作業性とも高いと考えられる。

そこで、現在は第3章で示した(2)の方法である、FMAに近接センサーを埋め込み、そのセンサーにより気管壁などとの接触を避けることができ、スタイレットに代わり気管内チューブを挿入する際のガイドとなるタイプのFMAユニットを中心に開発を進めている(図5-1)。

その基本方針をまとめると

- FMAユニットはスタイレットに代わる気管内チューブのガイドである。
- 麻酔ガスの導入は、気管内チューブにより行う。
- センサにより、障害物を検出する。
- FMAの操作をセンサからの情報により自動化する。

5.1.1 センサ内蔵タイプFMAについて

構造は、ガス誘導管内蔵FMAのガス誘導管部にファイバ式光電スイッチを内蔵した簡単なものである。ファイバ式光電スイッチとは、発光用と受光用の光ファイバ数本を数ミリ程度のチューブ内にまとめたファイバ部と、アンプ部で構成され、その機能はファイバ部先端より発光し、その光の物体による反射光を検知して、スイッチの **on**、**off** を行うというものである。

本装置では、ファイバ部の径が **1mm** 程度のものがあり、FMAのガス誘導管部にそのまま内蔵できる。ファイバ部、アンプ部が独立していて、脱着が容易に出来るため、ディスプレイザブルにしやすい。センサの検出部が金属でなく光ファイバで構成されているため柔軟、軽量でありFMAに内蔵することにより、FMA本来の特徴を損なわないという理由により、この光電スイッチを障害物検出用のセンサとして用いることとした。

実際に、FMAに光電スイッチを内蔵したものを図5-2に示す。

5.1.2 センサ内蔵タイプFMAユニットの構成について

基本構成は、センサ内蔵FMAとそれに続いてFMA駆動用細管や光ファイバを保護するチューブ部、そしてアンプ部により構成された作業装置(図5-3)と、FMA駆動用の圧縮空気を制御する電磁弁と、センサからの信号により電磁弁をコントロールするコンピュータからなる(図5-4)。

また、第4章で実験を行ったガス噴射タイプFMAユニットの実験で明らかになった問題点として、FMAの剛性が不足しているために圧力を上げても、図4-10のようにFMAの後ろに続くチューブの部分を持ち上げられず、それ以上奥に進むことができなくなるというものがあった。この問題を、FMAの形状変更等による剛性の向上によって解決することは難しいと思われるので、本ユニットにおいては将来的にFMAを2つシリアルに結合させることにより解決することを考えている(図5-5)。

5.1.3 センサ内蔵タイプFMAユニットの制御について

現在、試作機に対してセンサに反応があった場合はFMAを曲げるという単純なプログラムを与え、本ユニットの制御に必要な条件を探っている段階であり、具体的な制御方法は定まっていない。そこで、この単純なプログラムより得られた結果をもとに、幾つかの課題を述べてみたいと思う。

まず、この簡易プログラムにおける問題点として、センサの反応がある時のみ電磁弁を開いているため、中央部のセンサ迄しかFMAが曲がらず、センサより下の部分が引っかかってしまうというものがある(図5-6)。

これを解決するには、受動的な方法としては電磁弁を閉じるタイミングをセンサの信号より遅らせる、能動的な方法としてはFMAへの供給圧力を制御してセンサの反応が無くなる角度 $+\alpha$ まで曲げるというものが考えられる。

現在の方針としては、麻酔作業の性格上、複雑に制御して調整がシビアになることは好ましくないので、簡便な受動的な方法で制御することを考えている。

また、シリアル結合した場合はロータリエンコーダ等によりチューブを挟み込むことによりFMAの挿入量を検出し、シフト制御を取り入れること考えている。

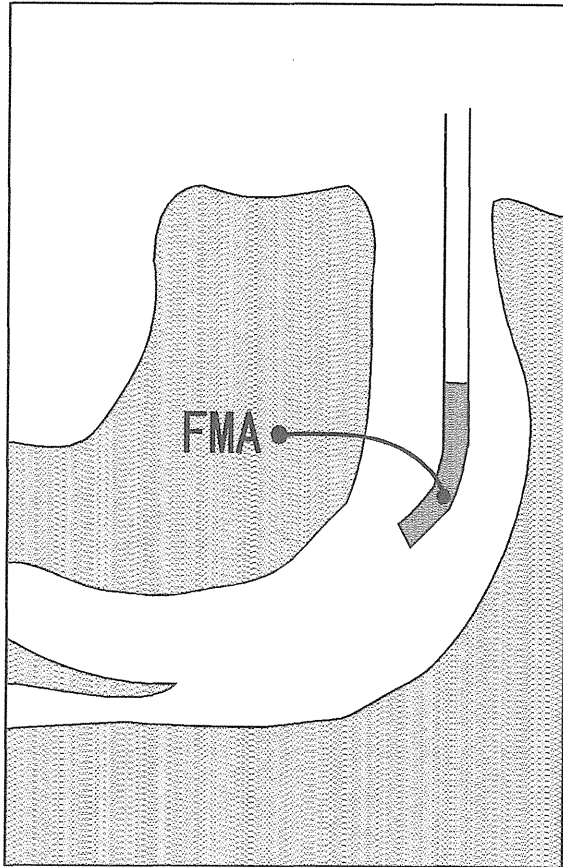
5.2 センサ内蔵タイプFMAユニットの開発

センサ内蔵タイプFMAユニットの試験を、第4章で用いた簡易咽頭模型を用いて始めから行うのでは、気管の形状が複雑であり挿入するのが難しくなり、開発の効率も悪くなると思われるので、当面の間は単純な屈曲路をうまく通過できることを目標として、先端が1本のFMAで開発を行い、制御面である程度成果が出た時点で、シリアル結合したFMAに切り替えて開発していく予定

である。また、気管内壁は粘膜により覆われているため光電スイッチの応答特性も一般の工業製品でえられるものとは違ってくる。このような課題に対して、より実用化に近い形でまとめられるよう今後の試行錯誤的な研究に引き継ぎたい。

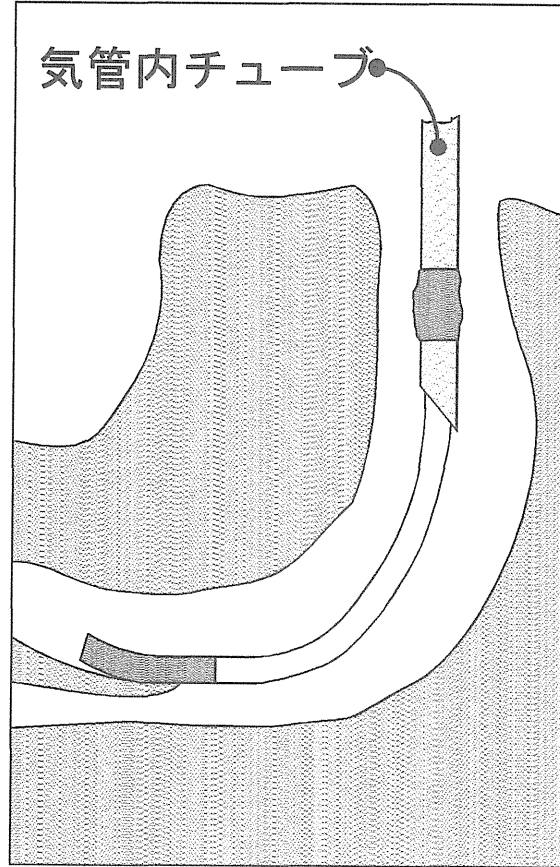
1

センサ内蔵型FMAユニットが障害物を避けながら気道内まで入る。



2

FMAユニットをガイドとして気管内チューブを挿入する。



3

FMAユニットを引き抜いて、気管内チューブより麻酔ガスを導入。

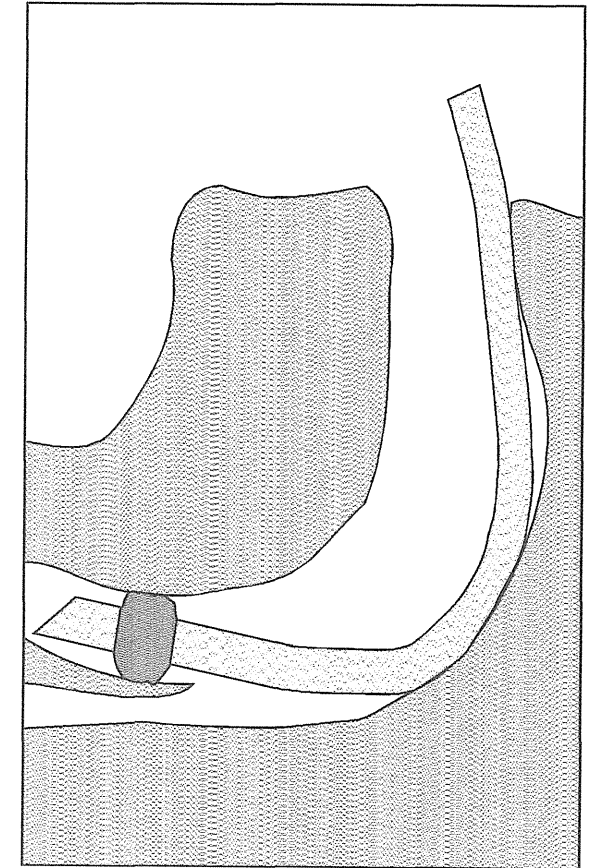


図5-1 センサ内蔵タイプFMAの運用法

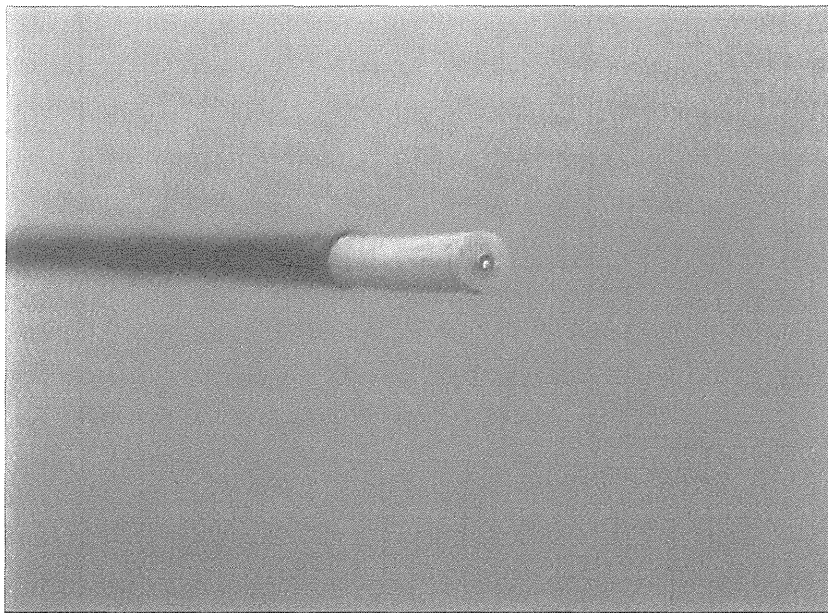


図5-2 FMA先端の光電スイッチ

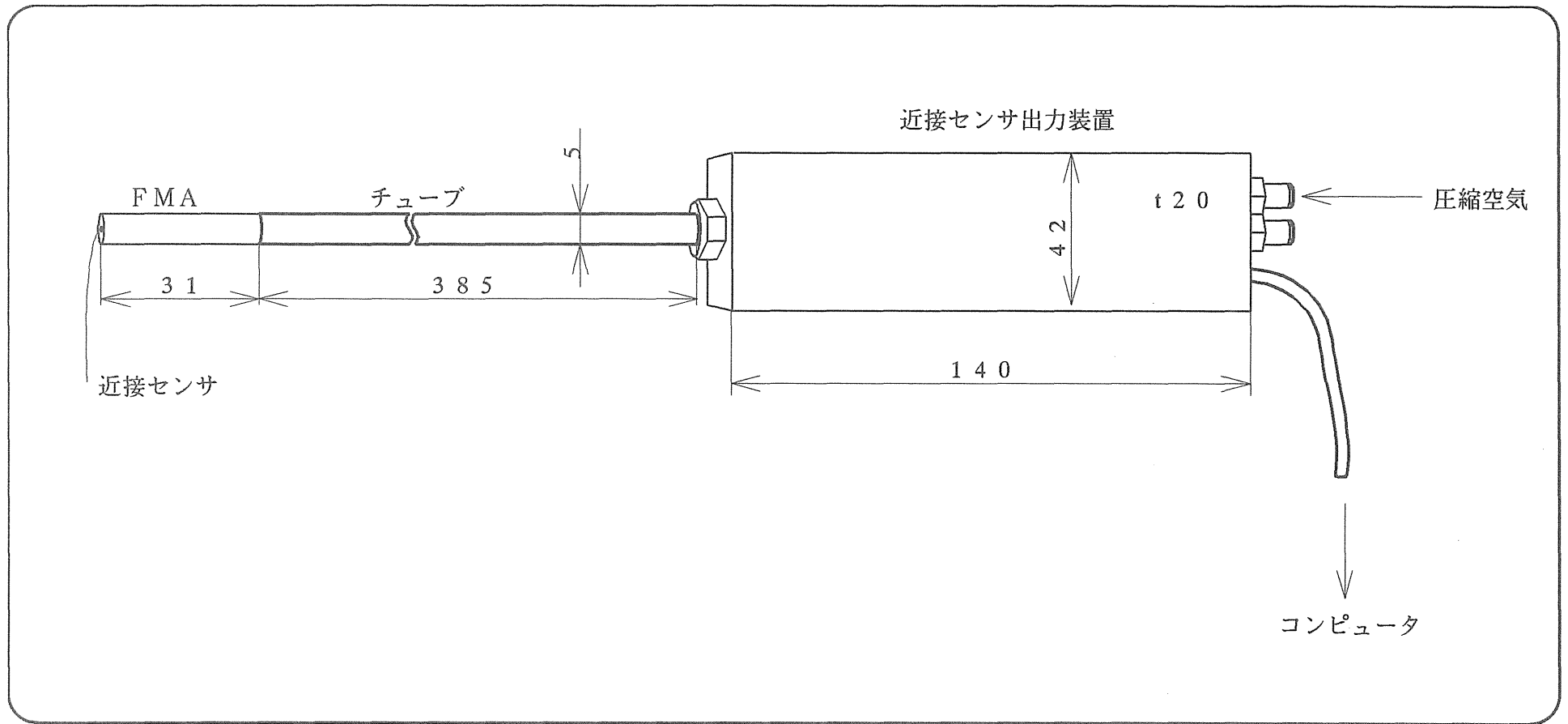


図 5 - 3 作業装置

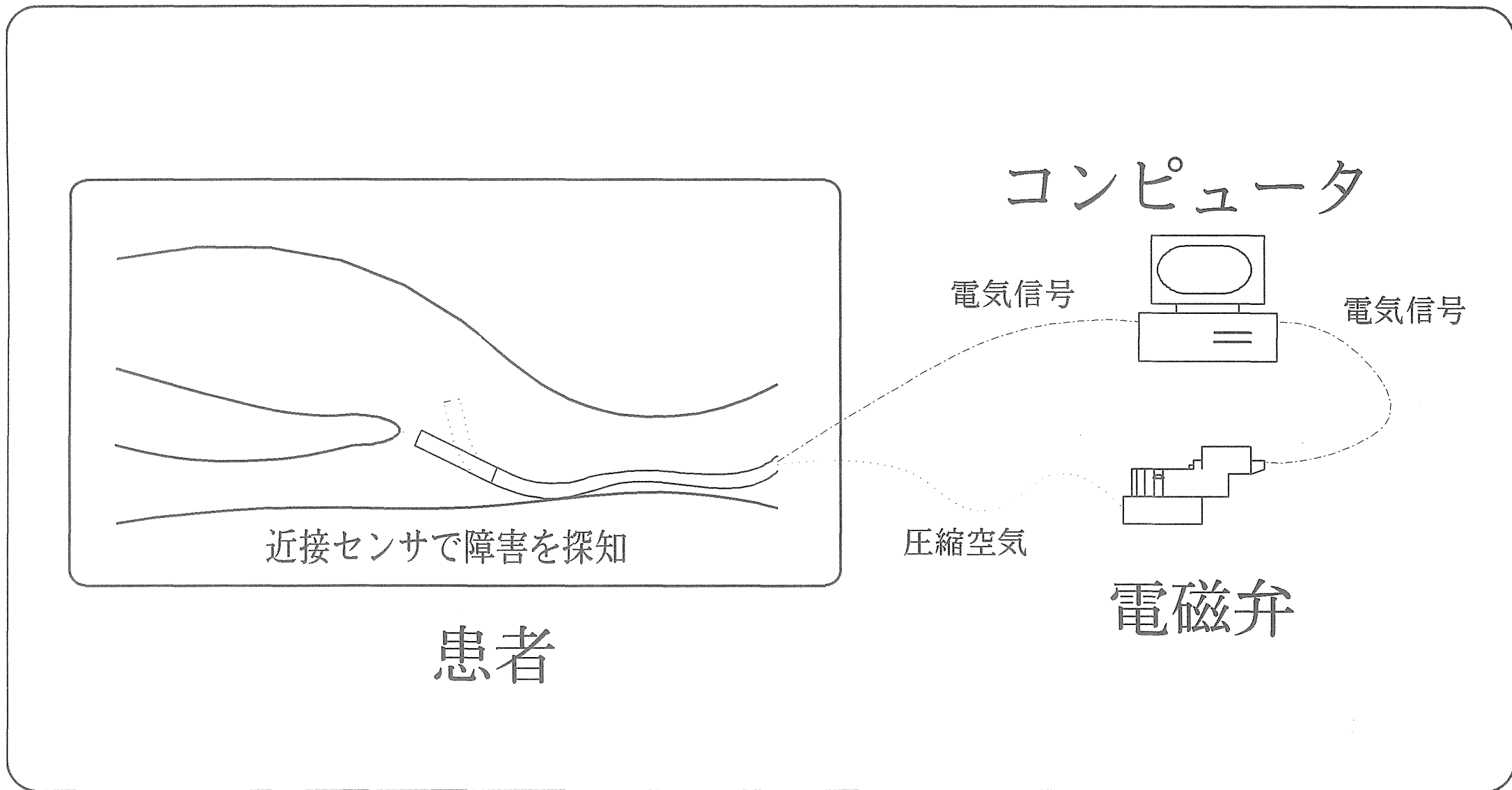


図5-4 ユニット全体の概要

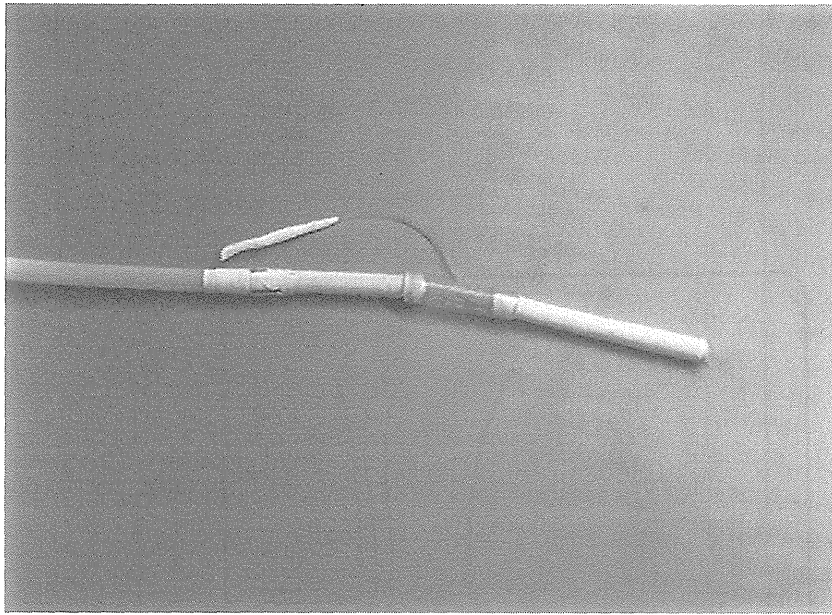
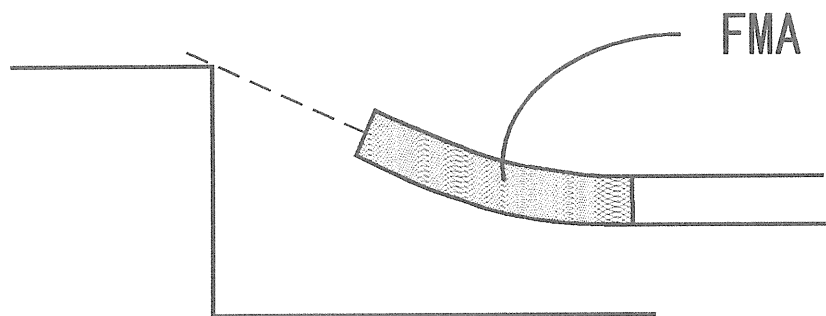


図5-5 シリアル結合したFMA

障害物を発見してFMAの先端が上を向く。



しかし、センサの埋め込みである中央部分までしか持ち上がらないので、FMAの下半分が障害物に引っかかる。

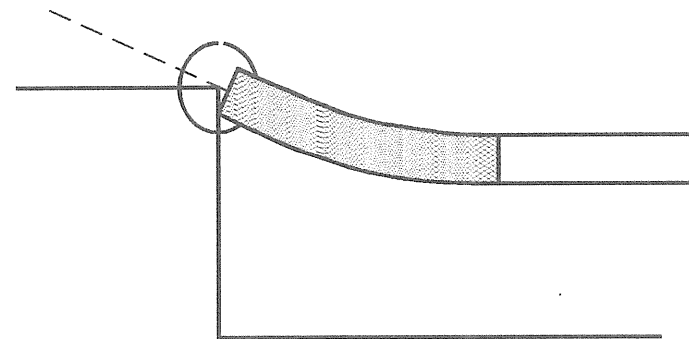


図5-6 現在の課題

6 結 言

本研究は医療用精密作業の例として横浜市立大学より教示頂いた吸入麻酔作業をとりあげ、生体と適合しやすく、感染を防止するため使い捨てタイプのアクチュエータを開発するための基礎研究を行ったものである。研究経緯と成果はつぎのとおりである。

- (1)平成5年度(初年度)は全身麻酔作業の現場実態調査を横浜市立大学医学部麻酔科に赴き行った。吸入麻酔は、意識消失、沈痛、不動化を行う方法として体内への吸収と排泄が肺を介してバランス良く行える方法で、その主要な作業内容は、麻酔ガス誘導管を気管支に内壁をきずつけることなく挿入することである。
- (2)調査の結果、この作業はこれまで僅かな内壁からの反力をもとに勘を働かせながら手探りでおこなわれてきていること、気管支の内壁は丁度プリンのように柔らかく傷つき易いこと、子供や太った大人の作業の場合には通常用いられているワイヤ式の堅い内視鏡が使いにくいことなどが分かった。
- (3)第1試作として、直径5mm,長さ50mmの繊維強化シリコンゴム製のフレキシブル・マイクロアクチュエータ(以下、FMAと略す)を作製。3室からなるFMAは3自由度の動きを酸素ガスで行えるようにし、強制リークにより呼吸の補助も行えるようにした。更に中心部に中空ポートを設け酸素の他に麻酔ガスも送れるようにした。
- (4)平成6年度は、咽頭モデルを作製し、麻酔管挿入作業の短時間化を目指し、0.2mmの光ファイバ2本(光源誘導と検出用)を中心部に内蔵して空腔を検出できるようにし、FMAが姿勢を自動的に変えられるようにした。
- (5)試験結果は、軸心に光ファイバを埋め込んであるため、曲げ剛性が大きくなり、従来0.25MPaで90°曲がったものが0.4MPaまで高圧化する必要があるが、現場では特に問題とはならないこと。また、通常大人の声帯・気管支モデルを2次元的に作製し、表面をアクリル板で可視化し、FMAの操作性をビデオ映像をもとに作業時間と作業精度について定量化したところ、熟練者ではなくても、作業の短時間化と繰り返し精度の向上をはかれる見通しがえられた。
- (6)今後の課題として、粘膜室における空洞検出に光電スイッチが適用できるかどうか、この信号をもとにFMAを電子空気圧制御できるかどうか、挿入作業は自律的に行えるかといった実用化に向けた研究課題がある。

謝 辞

本研究を行うに当たって、麻酔作業の現場と課題をご教示頂いた横浜市立大学 医学部 麻酔学科の奥村福一郎教授に深く感謝申し上げます。研究遂行にあたって、FMAの動作解析およびセンサの埋め込み作業を巧にこなした横浜国立大学 大学院 生産工学専攻 博士課程前期課程の小島隆洋氏に感謝する。

参考文献

1. 植田、生物に学ぶ医療機械、日本機械学会誌、Vol. 97, No. 902(1994), p. 56-59.
2. 諏訪、長瀬 共訳、ユーモア麻酔学、総合医学社.
3. 小栗、麻酔研修ハンドブック、金芳堂.
4. 越智 訳、解剖学アトラス、文光堂.
5. 下地 監訳、麻酔科医のための解剖学、西村書店.
6. 精機学会、計測自動制御学会 共編、工業測定便覧、コロナ社
7. 鈴森、飯倉、田中、FMAを用いたロボットの駆動機構、日本機械学会No910-37シンポジウム講演論文集(1991)、p. 99-102.
8. 延本、田中、鈴森、FMAを用いた4足歩行の研究、平成5年度春季油空圧講演会(1993)
9. Suzumori, K., Iikura, S. and Tanaka, H., Flexible Microactuator for Miniature Robots, IEEE Micro Electro Mechanical Systems (1991), Nara.
10. Suzumori, K., Kondo, F. and Tanaka, H., Applications of Flexible Microactuators to Microrobots, Ist IFToMM Int. Micromechanism Symposium(1993), Tokyo.
11. Tanaka, H., Yokoi, H. and Suzumori, K., Quadruped Trotting Animation by Flexible Microactuators, IFToMM-jc, Int. Sympo. on Theory of Machines and Mechanisms(1992), Nagoya.
12. 小島、田中、鈴森、FMAの麻酔作業への応用、平成6年油空圧学会秋期講演会(1994).