

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/045974

発行日 平成25年3月4日 (2013.3.4)

(43) 国際公開日 平成23年4月21日 (2011.4.21)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)
<b>G01F</b>	<b>1/692</b>	<b>(2006.01)</b>	G01F	1/68	104Z	2F030
<b>G01F</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	G01F	1/00	Q	2F035
<b>A61B</b>	<b>5/087</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	5/08	200	4C038

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

出願番号	特願2011-536071 (P2011-536071)	(71) 出願人	504139662 国立大学法人名古屋大学 愛知県名古屋市千種区不老町 1 番
(21) 国際出願番号	PCT/JP2010/063568	(74) 代理人	110000578 名古屋国際特許業務法人
(22) 国際出願日	平成22年8月10日 (2010.8.10)	(72) 発明者	式田 光宏 愛知県名古屋市千種区不老町 1 番 国立大 学法人名古屋大学内
(31) 優先権主張番号	特願2009-237300 (P2009-237300)	(72) 発明者	川部 勤 愛知県名古屋市千種区不老町 1 番 国立大 学法人名古屋大学内
(32) 優先日	平成21年10月14日 (2009.10.14)	(72) 発明者	松島 充代子 愛知県名古屋市千種区不老町 1 番 国立大 学法人名古屋大学内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体埋め込み型流量センサ

(57) 【要約】

ヒータを形成したフレキシブル基材を、媒体が流れる生体内の管状器官に沿うように配置された配管内に実装し、実装されたフレキシブル基材のヒータから発生する熱量が媒体に伝達される状態を検出することで、生体内の管状器官内を流れる媒体の流量を測定する流量センサである。その流量センサにおいて、フレキシブル基材上に二つ以上形成されたヒータのそれぞれが、同一条件において同一の加熱性能を有した対称構造をなし、かつ、各ヒータに生体外部から電力を供給する線状部材が、同一条件において同一の加熱性能を有する対称構造をなすことで、配管内のヒータ及び線状部材による熱分布が対称となるように構成する。また、複数の線状部材は、管状器官内から生体外部へ交差するように突出している。

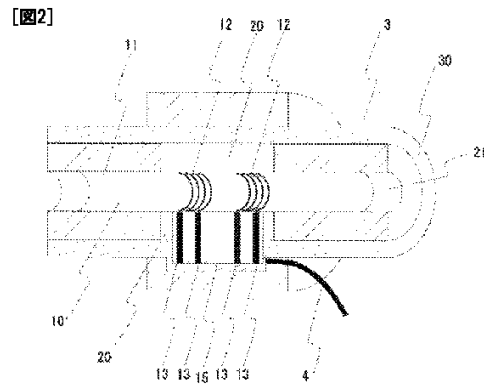


FIG. 2

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

ヒータを形成したフレキシブル基材を、媒体が流れる生体内の管状器官に沿うように配置された配管内に実装し、実装されたフレキシブル基材の前記ヒータから発生する熱量が前記媒体に伝達される状態を検出することで、生体内の管状器官内を流れる媒体の流量を測定する流量センサであって、

前記フレキシブル基材上に二つ以上形成されたヒータのそれぞれが、同一条件において同一の加熱性能を有した対称構造をなし、かつ、前記各ヒータに前記生体外部から電力を供給する線状部材が、同一条件において同一の加熱性能を有する対称構造をなすことで、前記配管内のヒータ及び線状部材による熱分布が対称となるように構成し、

前記複数の線状部材は、前記管状器官内から前記生体外部へ交差するように突出していることを特徴とする生体埋め込み型流量センサ。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の生体埋め込み型流量センサにおいて、

前記線状部材のうち生体外部へ突出した部分は、前記生体の作動部位が接触しにくい位置にあることを特徴とする生体埋め込み型流量センサ。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の生体埋め込み型流量センサにおいて、

前記生体埋め込み型流量センサが設置される位置が、動物の気管であり、

前記線状部材に接続された電気配線部材が、前記動物の背部から動物の外部に取り出されることを特徴とする生体埋め込み型流量センサ。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体の管状器官内を流れる気体、液体等の媒体の流量を検出することができる生体埋め込み型流量センサに関する。

**【背景技術】****【0002】**

従来、フレキシブル基材にヒータを形成し、このフレキシブル基材を管内壁形状に沿うように管内壁に実装するような構造の流量センサがある。この流量センサは、厚さ数ミクロンのフィルム上にセンサを作製し、これを流速が最も小さくなる配管の内壁面に実装しているため、センサ設置に伴う流体抵抗の増加を極限まで低減できるという特徴がある（例えば、特許文献 1 参照）。また、上記流量センサを熱収縮チューブにより小型化する技術もある（例えば、特許文献 2 参照）。

【特許文献 1】特開 2007 - 127538 号公報

【特許文献 2】特開 2009 - 168480 号公報

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0003】**

ところが、特許文献 1 および特許文献 2 で述べられている流量センサは、カテーテル構造に流量センサを組み込む形態になっており、流量センサを生体の管状器官に埋め込んで管状器官内の媒体の流量を計測すること、例えば、動物実験用のラットなどの気道に埋め込むことはできない。また、従来のカテーテル構造の流量センサでは、配管内の流体の流れ方向に沿って、センサへの電氣的配線が伸びているために、配管内の流体の流れの向きにより、流量に対するセンサ出力特性（上流側から流れる場合の出力値と、下流側から流れる場合の出力値）が異なってしまい、呼吸吸気などの往復流を正確に計測できないという問題がある。

**【0004】**

以下にその態様を詳細に述べる。特許文献 1 では、「ヒータへの電極取出しは、ヒータが形成されたフレキシブル基板の一部を、内部に流体が流れる配管の端部にて管外に折り

10

20

30

40

50

曲げて行われる」と記載されており、また、願書の添付図面の記載によれば、「ヒータに連結する薄膜配線はヒータと同様にフレキシブル基板上に形成され、かつ、配線は配管の一方向から取り出す構造」になっている。

【0005】

このことから、特許文献1では、「ヒータへの電力供給は、先ず管内にて配管の一方向から薄膜配線に取り出され、最終的に配管端部にて管外に折り曲げられて外部に接続する構成である」ので、配管内の流体の流れが上流側から流れる場合と下流側から流れる場合とで、センサ出力特性が異なるという現象が生じている。

【0006】

特許文献2も基本的には、上記特許文献1と同様に、「ヒータへの電力供給をする薄膜配線は配管内部にて管の一方向から取り出される構造」になっているので、同様の現象が生じている。

10

【0007】

このような「ヒータへ電力を供給する配線が配管内で、かつ、配管の一方向から薄膜配線に取り出す構造になっている場合に、配管内の媒体の往復流を正確に計測できない」の理由を詳細に検討したところ、以下のように考察することができた。

【0008】

すなわち、ヒータへ電力を供給する薄膜配線も電氣的抵抗値を有しているために、わずかではあるが薄膜配線部は、発熱体と同様の機能を果たす。従って、上記のようにヒータに対して、薄膜配線を配管内の流体の流れ方向から取り出すと、薄膜配線も発熱体になるため、ヒータ上での熱分布が非対称となり、その結果、配管を流れる流体の方向によりセンサの出力特性が変化する。

20

【0009】

その結果、一方向の流れに対してのみ流量計測するのであれば何ら問題は生じないが、呼気吸気などの往復流計測に適用すると、流体の流れの方向によりセンサ出力値が異なり、流体の流量を正確に計測できないという課題が生じていたのである。

【0010】

本発明は、上記課題を解決するもので、生体の管状器官に埋め込んで管状器官内の媒体の流量計測を正確に行うことができる生体埋め込み型流量センサを提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成するためになされた本発明の第1局面の生体埋め込み型流量センサは、ヒータを形成したフレキシブル基材を、媒体が流れる生体内の管状器官に沿うように配置された配管内に実装し、実装されたフレキシブル基材の前記ヒータから発生する熱量が前記媒体に伝達される状態を検出することで、生体内の管状器官内を流れる媒体の流量を測定する流量センサであって、

前記フレキシブル基材上に二つ以上形成されたヒータのそれぞれが、同一条件において同一の加熱性能を有した対称構造をなし、かつ、前記各ヒータに前記生体外部から電力を供給する線状部材は、同一条件において同一の加熱性能を有する対称構造をなすことで、前記配管内のヒータ及び線状部材による熱分布が対称となるように構成し、

40

前記複数の線状部材は、前記管状器官内から前記生体外部へ交差するように突出していることを特徴とする。

【0012】

上記した構成では、流量計測のためのフレキシブル基材上に二つ以上形成されたヒータが同一条件において同一の加熱性能を有した対称構造をなし、かつ、各ヒータに前記生体外部から電力を供給する線状部材が、同一条件において同一の加熱性能を有した対称構造をなすことで、前記配管内のヒータ及び線状部材による熱分布が対称となるように構成されているため、配管内の媒体の流れの向きに寄らずに、配管内を流れる媒体の流量に対するセンサ出力特性を同じにすることができ、その結果、呼気吸気などの往復流を正確に計

50

測できる。また、フレキシブル基材を生体内の管状器官の内壁形状に沿うように生体内の管状器官の内壁に実装した場合、センサ設置に伴う流体抵抗を極限まで低減できる。

【0013】

また、「複数のヒータが、同一条件において同一の加熱性能を有する」とは、例えば、複数のヒータが同じ材料で形成されている場合には、同一の大きさ及び形状をしている場合であり、材料が異なれば同一の大きさや形状でない場合も含まれる。また、「線状部材が同一条件において同一の加熱性能を有する」構造とは、上記ヒータの構造と同様の内容を意味する。

【0014】

そして、複数の線状部材は、前記管状器官内から前記生体外へ交差するように突出しているため、複数の線状部材を介してフレキシブル基板上のヒータに生体外から電力を供給することができる。それにより、例えば、人間や動物などの生体内の管状器官に埋め込んでも、センサ部分に外部からセンサへの信号のやり取りが可能である。なお、生体内の管状器官としては、媒体として空気が流れる気道以外に、媒体として液体が流れる血管や尿管あるいは固形流動物が流れる腸管などが考えられる。

10

【0015】

ところで、線状部材に対して外部から電源を供給するには、種々の方法が考えられるが、複数の線状部材に対して外部から有線又は無線で電源を供給するため、線状部材は生体内の管状器官を貫通して前記生体の外部へ突出するように構成されるとよい。

【0016】

このようにすると、外部から電源供給を行うことができるので、電池の容量に制限されず、長時間に亘る生体内の管状器官内の媒体の流量を計測することができる。

20

なお、「有線で電源を供給する線状部材」とは、例えば、生体に可能な限り悪影響を与えないように被覆された銅線やアルミ線などの電源配線を意味しており、「無線で電源を供給する線状部材」とは、例えば、線状やループ状の空中線（アンテナ）を意味している。

【0017】

また、生体は、手足や口、あるいは尾といった作動部位を有しているため、管状器官内の媒体の流量検出の際、線状部材がそれら作動部位によって破壊される可能性がある。そこで、本発明の第2局面のように、前記線状部材のうち生体外へ突出した部分は、前記生体の作動部位が接触しにくい位置にあるのが望ましい。

30

【0018】

更には、線状部材のうち生体外へ突出した部分が生体の作動部位によって破壊されない位置であるようにすると、管状器官内の媒体の流量計測中に、生体の作動部位によって線状部材が破壊されないため、都合がよい。

【0019】

さらに、本発明の第3局面のように、生体埋め込み形流量センサが設置される位置が、動物の気管であり、前記線状部材に接続された電気配線部材が、前記動物の背部から動物の外部に取り出される。

【0020】

このように生体埋め込み形流量センサが設置される位置が気管である場合、線状部材が前記気管から突き出るように外部に取り出され、前記線状部材に接続された電気配線部材は、前記生体の背部まで引き回された後に、前記背部から動物の外部に取り出されるのが好ましい。

40

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本実施形態の埋め込み型小型流量センサの使用概念を示す図である。

【図2】本実施形態の具現化した埋め込み型小型流量センサの構造を示す図である。

【図3A - 3D】本実施形態の埋め込み型小型流量センサに用いられているフィルム基板の薄膜配線とワイヤー状電気配線との接続方法を示す図である。

50

【図 4】本実施形態のフィルム状流量センサの写真を示す図である。

【図 5 A - 5 F】本実施形態の埋め込み型小型流量センサを埋め込みが可能な外径数ミリメートル以下に小型化する手法を示す図である。

【図 6】本実施形態の埋め込み型小型流量センサの実装の様子を示す図である。

【図 7】本実施形態の流量センサの入力電力と検出流量との関係例を示す図である。

【図 8 A - 8 C】比較例として従来タイプの流量センサ（従来センサ）における電気的配線取出し構造の場合における、ヒータ上での温度分布と、流量とセンサ出力との関係を示す図である。

【図 9 A - 9 C】本実施形態の流量センサにおける電気的配線取出し構造の場合における、ヒータ上での温度分布と、流量とセンサ出力との関係を示す図である。

【図 10 A - 10 B】本実施形態の埋め込み型小型流量センサを実験動物であるラットに埋め込んだときの実装の様子を示す図である。

【図 11】本実施形態の埋め込み型小型流量センサをラットの気道に埋め込んだ後、流量センサで、直接、ラット活動時の気道での呼気吸気特性を評価したときの結果を示す図である。

【符号の説明】

【0022】

1 ... 実験用動物、2 ... 気道（管状器官）、3 ... 埋め込み型小型流量センサ、4 ... ワイヤー状電気配線（電気配線部材）、5 ... フィルム状フレキシブル電気配線、10 ... フィルム状流量センサ、11 ... フィルム基板、12 ... ヒータ、13 ... 薄膜配線（線状部材）、15 ... 異方性導電フィルム、20 ... 熱絶縁用空洞構造、21 ... 流路、30 ... 配管、40 ... 位置合わせ用治具、41 ... 溝、42 ... 樹脂フィルム、50 ... 熱収縮チューブ、51 ... 配線取り出し用スリット。

【発明を実施するための形態】

【0023】

以下、本発明を実施するための最良の形態をより詳細に説明する。

本発明を具体化した実施の形態の埋め込み型小型流量センサの使用概念を図 1 に示す。ラットおよびマウスなどの実験用動物 1 の気道 2 に、埋め込み型小型流量センサ 3 を埋め込み、実験用動物 1 の活動時における呼気吸気状態を定量的に埋め込み型小型流量センサ 3 にて計測評価する。

【0024】

埋め込み型小型流量センサ 3 と外部との電気的な信号のやり取りは、埋め込み型小型流量センサ 3 に接続したワイヤー状電気配線 4 を用い、このワイヤー状電気配線 4 を実験用動物の皮膚下で、背の部分まで回し、背にて外部に取り出す。

【0025】

これにより、実験用動物 1 が活動時における呼気吸気状態を計測評価する際に、動物の手・足や口、あるいは尾等の作動部位でもってワイヤー状電気配線 4 を引っ掻くのを防止するので、ワイヤー状電気配線 4 は動物の手等の作動部位でもって破壊されない。

【0026】

なお、埋め込み型小型流量センサの外径は、適用する実験動物の気道 2 の大きさに併せて決定するのが望ましい。例えば、マウスの場合、埋め込み型小型流量センサの外径は、1.5 mm から 1.8 mm 程度で、ラットの場合は 1.8 mm から 2.0 mm 程度が望ましい。

【0027】

次に、本発明を具現化した実施の形態の埋め込み型小型流量センサの構造を図 2 に示す。

埋め込み型小型流量センサ 3 は、配管内壁に沿うように配置したフィルム状流量センサ 10 と熱絶縁用空洞構造 20 と流路 21 と配管 30 とからなる。フィルム状流量センサ 10 は、フィルム基板 11 上にヒータ 12 と、ヒータに電力を供給する薄膜配線 13 とからなる。フィルム基板 11 は配管 30 の内壁に沿うように配置されており、これにより配管

10

20

30

40

50

30内にセンサ10の設置に伴う、配管30内の流路21を流れる流体の流れの乱れを極限まで低減している。

【0028】

また、フィルム基板11上に形成した二組のヒータ12と薄膜配線13は、何れも同一形状であって、同一条件において同一の加熱性能を有した対称構造をなすことで、前記配管30内のヒータ12及び薄膜配線13による熱分布を対称となるように構成している。

【0029】

更に、薄膜配線13は、管状器官である気道から生体外部へ突出するように配置されている。具体的には、配管30内の流路21を流れる流体の流れに対して、交差（垂直）するように配管30内から外部に取り出されており、流れの向きが反転した場合でも、二組のヒータ12と薄膜配線13とが同一条件で反転した状態になっている。これにより、配管30内の媒体の流れの向きに寄らずに、流量に対するセンサ出力特性が同じになる。

【0030】

また、フィルム基板11に設けた薄膜配線13の端部には異方性導電フィルム15を用いてワイヤー状電気配線4が接続されている。これにより、埋め込み型小型流量センサ3を動物の気道に埋め込んだ場合でも、皮膚下においてワイヤー状電気配線4を容易に背の部分に引き回すことができ、かつ、背部から取り出した後も、信頼性の高い配線取出しが可能となる。

【0031】

なお、ワイヤー状電気配線4には、物理的な張力がかかる可能性を考慮して、適用すべき直径を決定することが望ましい。なお、異方性導電フィルム15を介してワイヤー状電気配線4（電気配線部材）に接続されている薄膜配線13が、埋め込み型小型流量センサ3のヒータ12に電力を供給する線状部材として機能している。

【0032】

埋め込み型小型流量センサ3にはフィルム基板11上に形成したヒータ12の熱絶縁を図るために、ヒータ外周部に熱絶縁用空洞構造20が形成されている。熱絶縁用空洞構造20を形成するために、埋め込み型小型流量センサ3の配管30は樹脂材による二重構造になっている。これにより、ヒータ基板に対する熱絶縁が図られ、一分間に10～20回の呼吸を計測することが可能となる。

【0033】

また、異方性導電性フィルム15を用いて薄膜配線12とワイヤー状電気配線4とを接続している部分は、更に外側に樹脂材による円筒構造が設けられ、この部分から流体が漏れることなく、ワイヤー状電気配線4のみを外部に取り出す構造になっている。

【0034】

なお、図2には、二組のヒータを用いて、配管内の流量とその向きを検出する場合を示したが、用途に応じて、一つのヒータと、その両外に検出用のセンサを設けるという方法もある。この場合には、測定できる流量範囲が狭くなるが、その反面、少ない流量において高精度に流量計測できるという特徴がある。

【0035】

また、図2には円筒状の管を用いた場合を示したが、これ以外の形状の管（例えば、楕円および四角形断面）の場合でも、本センサはフィルム基板11の柔軟性を活かして、管内壁構造に応じて変形させ、内壁に適応させることもできる。従って、管内壁上に設置するセンサ形態も測定したい管の形状に応じて変更することが望ましい。

【0036】

次に、本実施の形態の埋め込み型小型流量センサに用いられているフィルム基板の薄膜配線とワイヤー状電気配線との接続方法を図3A～3Dに示す。

図3Aにおいて、先ず、位置合わせ用治具40に設けた溝41にワイヤー状電気配線4を挿入し、ワイヤー状電気配線4を固定する。なお、最後の接続工程で、異方性導電性フィルム15が位置合わせ用治具40に密着するのを防止するために、接続箇所のワイヤー状電気配線4の下側には、樹脂フィルム42を設けておく。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 7 】

なお、樹脂フィルム 4 2 については、適用先に応じてその材質を決定することが望ましい。また、接続箇所のワイヤー状電気配線 4 の一部は、異方性導電性フィルム 1 5 でフィルム基板 1 1 に形成した薄膜配線 1 3 と電気的な接続をするために、絶縁被覆が取り除かれている。

## 【 0 0 3 8 】

図 3 B において、接続箇所のワイヤー状電気配線 4 の上に、異方性導電性フィルム 1 5 を載せる。

図 3 C において、フィルム基板 1 1 に設けた薄膜配線 1 3 を、薄膜配線 1 3 が異方性導電フィルム側になるようにし、かつ、薄膜配線 1 3 と接続箇所のワイヤー状電気配線 4 とが電氣的に導通するように位置合わせを行う。最後に、接続箇所を熱圧着により密着させ、薄膜配線 1 3 とワイヤー状電気配線 4 とを、物理的かつ電氣的に接続する。なお、フィルム基板 1 1 上へのヒータ 1 2 と薄膜配線 1 2 の作製には、金属薄膜形成技術とホトリソグラフィ技術を用いる。

10

## 【 0 0 3 9 】

図 3 D において、上記方法にて作製したフィルム状流量センサ 1 0 の概観を示す。

本発明のフィルム状流量センサの写真を図 4 に示す。図 4 内の上側にはヒータ部分の拡大写真を、そして下側にはフィルム状流量センサ 1 0 の全体の様子を示してある。

## 【 0 0 4 0 】

図 4 には、厚さ数ミクロンの樹脂フィルム上に、クロム ( 5 0 ナノメートル )、金 ( 2 5 0 ナノメートル ) でヒータ 1 2 と薄膜配線 1 3 とを形成した場合を示してある。なお、図 4 には、二組のヒータを用いて、配管内の流量とその向きを検出する場合を示したが、用途に応じて、一つのヒータと、その両外に検出用のセンサを設けるという方法もある。この場合には、測定できる流量範囲が狭くなるが、その反面、少ない流量において高精度に流量計測できるという特徴がある。

20

## 【 0 0 4 1 】

次に、本実施の形態の埋め込み型小型流量センサを埋め込みが可能な外径数ミリメートル以下に小型化する手法を図 5 A - 5 F に示す。本実施の形態では、熱収縮性樹脂チューブを用いて、フィルム状流量センサ 1 0 を配管内壁に実装し、かつ、その大きさを数ミリメートル以下になるように設計している。以下にその詳細を述べる。

30

## 【 0 0 4 2 】

図 5 A において、先ず、フィルム状流量センサ 1 0 のヒータ 1 2 の両側に熱収縮チューブ 5 0 を挿入する。この場合、熱収縮チューブの大きさは、例えば、内径 1 . 2 7 ミリメートルと比較的大きく、フィルム状流量センサ 1 0 の両側に熱収縮チューブ 5 0 を挿入できる。

## 【 0 0 4 3 】

フィルム状流量センサ 1 0 の両側に熱収縮チューブ 5 0 を挿入したときの断面図を図 5 A の右側に示してある。本手法では、挿入時に、フィルム状流量センサ 1 0 が配管内壁に沿う必要がなく、単に、フィルム状流量センサ 1 0 のヒータ 1 2 の両側に熱収縮チューブ 5 0 を挿入すればよく、容易な操作になっている。なお、ヒータ 1 2 の部分には、熱収縮チューブ 5 0 は設けず、結果、この部分が最終的には熱絶縁用の空洞構造 2 0 になる。

40

## 【 0 0 4 4 】

また、フィルム状流量センサ 1 0 に設けたワイヤー状電気配線 4 は熱収縮チューブ 5 0 間から外部へ取り出されるようになっている。なお、熱収縮チューブの大きさ及び材質、流量センサの大きさは、適宜、使用条件に応じて決定されることが望ましい。

## 【 0 0 4 5 】

図 5 B において、フィルム状流量センサ 1 0 のヒータ 1 2 の両側に設けた熱収縮チューブ 5 0 に熱を加え、熱収縮チューブ 5 0 を所望の大きさまで収縮させる。このとき、熱収縮チューブ 5 0 の収縮に伴い、フィルム状流量センサ 1 0 の両端部分は自動的に管内壁に沿うように実装される。

50

## 【 0 0 4 6 】

図 5 C において、再度、熱収縮チューブ 5 0 を用意し、これの中に、先ほどの工程で形成した熱収縮型流量センサチューブを挿入する。本チューブには、先ほどのチューブとは異なり、熱収縮チューブ 5 0 の一部に、電気配線を外部に取り出すためのスリット 5 1 が設けられている。

## 【 0 0 4 7 】

図 5 D において、再度、熱を加えて外側の熱収縮チューブ 5 0 を縮小させるとともに、内側のチューブに密着させて、熱絶縁用空洞構造 2 0 を形成する。また、チューブの収縮過程において、電気配線用フィルム部分を挟んだ状態でスリット 5 1 を閉じさせる。

## 【 0 0 4 8 】

図 5 E において、異方性導電性フィルム 1 5 による薄膜配線 1 2 とワイヤー状電気配線 4 との接続箇所を物理的に保護することを目的として、再度、この接続箇所部分のみを覆うような熱収縮チューブ 5 0 を用意し、先ほどの工程で形成した熱収縮型流量センサチューブを挿入する。

## 【 0 0 4 9 】

図 5 F において、再度、熱を加えて配線接続保護用熱収縮チューブを縮小させるとともに、内側のチューブを密着させて、ワイヤー状電気配線 4 のみが熱収縮型流量センサチューブからむき出しになった構造にする。

## 【 0 0 5 0 】

以上のようなプロセスを用いることで、フレキシブル基板 1 1 上に設けた二組のヒータ 1 2 及び薄膜配線 1 3 が、同一形状で、かつ、薄膜配線 1 3 は流路 2 1 を流れる流体の流れに対して、垂直に配管内から外部に取り出されており、流れの向きが反転した場合でも、二組のヒータ 1 2 と薄膜配線 1 3 とが同一条件で反転した状態になる。これにより、流れの向きに寄らず流量に対するセンサ出力特性を同じになり、結果、呼気吸気などの往復流を正確に計測できるようになる。

## 【 0 0 5 1 】

また、異方性導電フィルム 1 5 による薄膜配線 1 2 とワイヤー状電気配線 4 との接続箇所は、熱収縮チューブ 5 0 に保護され、かつ、ワイヤー状電気配線 4 のみが熱収縮型流量センサチューブからむき出しになっており、埋め込み型小型流量センサ 3 を動物の気道に埋め込んだ場合でも、皮膚下においてワイヤー状電気配線 4 を容易に背の部分に引き回すことができ、かつ、背部から取り出した後も、機械的負荷に対して信頼性の高い配線取出しが可能となる。

## 【 0 0 5 2 】

本発明の埋め込み型小型流量センサの実装の様子を図 6 に示す。上記にて説明したように、ワイヤー状電気配線 4 のみが熱収縮型流量センサチューブからむき出しになっており、動物の気道に容易に埋め込みができるようになっている。

## 【 0 0 5 3 】

次に、本実施の形態の流量センサの入力電力と検出流量との関係例を図 7 に示す。ヒータ素子自体を流量センサとして用いる場合の流量に対するセンサブリッジ回路への入力電力を図 7 に示した。図 7 に示したように、流量に応じて入力電力が変化しており、これを校正曲線とすることで、本センサでは未知の流量を算出できる。

## 【 0 0 5 4 】

ここで、比較例として、従来 of 形態の流量センサ（従来センサ）における電氣的配線取出し構造と、ヒータ周辺の温度分布と、流量とセンサ出力との関係を図 8 A - 8 C に示す。図 8 A は、従来センサにおける電氣的配線取出し構造を示す図であり、図 8 B は、ヒータ周辺の温度分布の概念図と測定結果を示した図であり、図 8 C は、流量とセンサ出力との関係を示した図である。

## 【 0 0 5 5 】

図 8 A に示したように、従来 of 形態では、ヒータ 1 1 2 へ電力を供給する薄膜配線 1 1 3 は配管内部にて管の一方向から取り出された構造になっているので、薄膜配線 1 1 3 も

10

20

30

40

50



発熱体になるために、図 8 B に示したように、ヒータ上での熱分布が非対称となる。

【 0 0 5 6 】

その結果、図 8 C に示したように、配管内を流れる流体の向きにより、センサの出力値が異なってしまうという現象が起きていた。これは、ヒータ 1 1 2 へ電力を供給する薄膜配線 1 1 3 は電氣的抵抗値を有しているために、わずかではあるが薄膜配線 1 1 3 も発熱体になり、上記のようにヒータ 1 1 2 に対して、薄膜配線 1 1 3 を配管内の流体の流れ方向から取り出すと、薄膜配線 1 1 3 の発熱により、ヒータ 1 1 2 上での熱分布が非対称となり、その結果、配管を流れる流体の方向によりセンサの出力特性が変化するためである。

【 0 0 5 7 】

それに対し、本実施形態の流量センサは上記課題を克服した薄膜配線の構造になっている。本実施形態の流量センサにおける電氣的配線取出し構造と、ヒータ周辺の温度分布と、流量とセンサ出力との関係を図 9 A - 9 C に示す。図 9 A は、本実施形態における電氣的配線取出し構造を示す図であり、図 9 B は、ヒータ周辺の温度分布の概念図と測定結果を示した図であり、図 9 C は、流量とセンサ出力との関係を示した図である。

【 0 0 5 8 】

図 9 A に示したように、本実施形態では、二組のヒータ 1 2 と薄膜配線 1 3 は、何れも同一形状であって、同一条件において同一の加熱性能を有した対称構造をなすことで、配管内のヒータ 1 2 による熱分布を対称となるように構成し、更に、薄膜配線 1 3 は流路を流れる流体の流れに対して、交差するように配管内から外部に取り出されている。

【 0 0 5 9 】

これにより、図 9 B に示したように、ヒータ上での熱分布が対称となり、その結果、図 9 C に示したように、配管内を流れる流体の向きによらずに、流量に対するセンサ出力特性が同じになり、配管内を流れる流体の往復流を正確に計測できる。

【 0 0 6 0 】

次に、本実施の形態の埋め込み型小型流量センサを実験動物であるラットに埋め込んだときの実装の様子を図 1 0 A - 1 0 B に示す。

図 1 0 A において、本発明の埋め込み型小型流量センサをラットの気道内に埋め込んだ後の様子を示している。

【 0 0 6 1 】

図 1 0 B において、埋め込み型小型流量センサを気道内に埋め込んだ後に、ワイヤー状電気配線 4 は皮膚下でラットの頭部背面まで引き回され、その後、ラットの背の部分にて外界に引き出されている様子を示している。

【 0 0 6 2 】

本実施の形態の小型流量センサをラットの気道に埋め込んだ後、流量センサで、直接、ラット活動時の気道での呼気吸気特性を評価したときの結果を図 1 1 に示す。この結果は、本発明の埋め込み型小型流量センサ 3 で実際にラット活動時での気道での呼気吸気が定量的に評価できることを示している。

【 0 0 6 3 】

上記の図 1 から図 7 にて記載した事項は、本流量センサの一例で、その具体的な仕様はいずれも使用目的に応じて変更することが望ましい。また、本センサで対象とする流体は主に気体であり、気体であればどのような種類でも適用できる。なお、血液や尿などの液体や固体流動物の場合にも適用可能である。

【 0 0 6 4 】

このように本実施の形態では、フィルム基板 1 1 上に形成した二組のヒータ 1 2 と薄膜配線 1 3 は、何れも同一形状で、かつ、薄膜配線 1 3 は流路 2 1 を流れる流体の流れに対して、垂直に配管内から外部に取り出されており、流れの向きが反転した場合でも、二組のヒータ 1 2 と薄膜配線 1 3 とが同一条件で反転した状態になっている。これにより、配管内の流体の流れの向きに寄らずに、流体流量に対するセンサ出力特性を同じになった。

【 0 0 6 5 】

10

20

30

40

50

また、フィルム基板 11 に設けた薄膜配線 13 の端部には異方性導電フィルム 15 を用いてワイヤー状電気配線 4 が接続されている。これにより、埋め込み型小型流量センサ 3 をラット（小動物）の気道に埋め込んだ場合でも、皮膚下においてワイヤー状電気配線 4 を容易に背の部分に引き回すことができ、かつ、背部から取り出した後も、信頼性の高い配線取出しが可能となった。その結果、ワイヤー状電気配線 4 は、ラットの背部まで引き回された後に、ラットの背部からラットの外部に取り出されるよう構成されている。

【 0 0 6 6 】

また、フィルム基板 11 は配管 30 の内壁に沿うように配置されており、これによりセンサ設置に伴う管内での流れの乱れを極限まで低減した。

（その他の実施形態）

上記実施形態では、ラットの外部から、ワイヤー状電気配線により、薄膜配線 13 を介してヒータ 12 に電力を供給していたが、ワイヤー状電気配線をアンテナとして使用し、薄膜配線 13 上にマイクロ波受信機を装着するようにしてもよい。

【 0 0 6 7 】

そして、外部からマイクロ波を供給し、アンテナとしてのワイヤー状電気配線でマイクロ波を受信して、マイクロ波受信機で電力に変換し、薄膜配線 13 を介してヒータ 12 に電力を供給するのである。この場合、マイクロ波受信機及びアンテナとして使用されるワイヤー状電気配線でもって、生体外部と信号の受け渡しが可能となっており、生体の手・足等の作動部位が接触しにくい構成になっている。

【 図 1 】

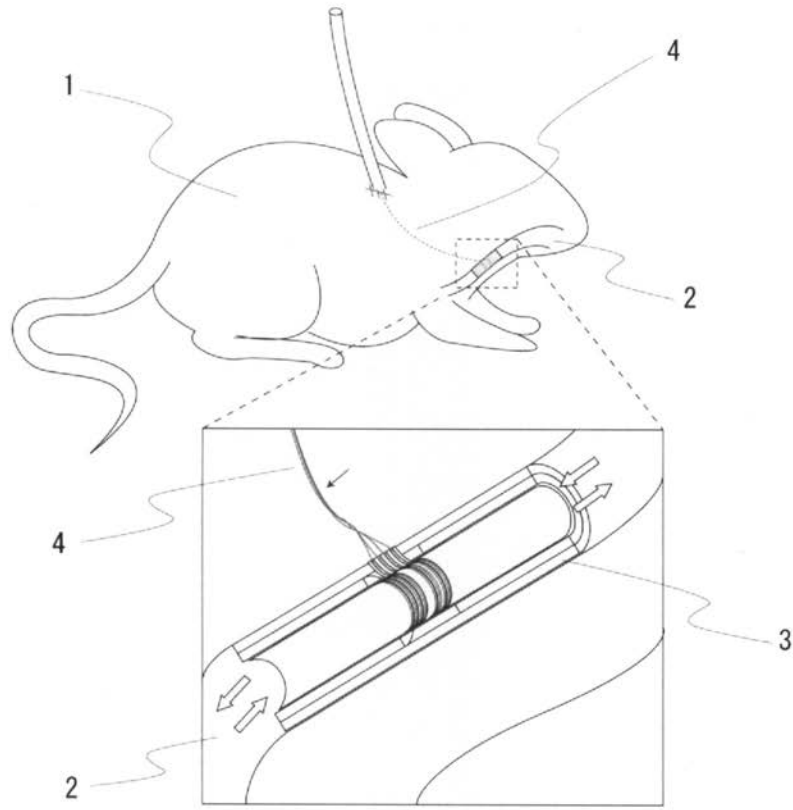


FIG.1

【 図 2 】

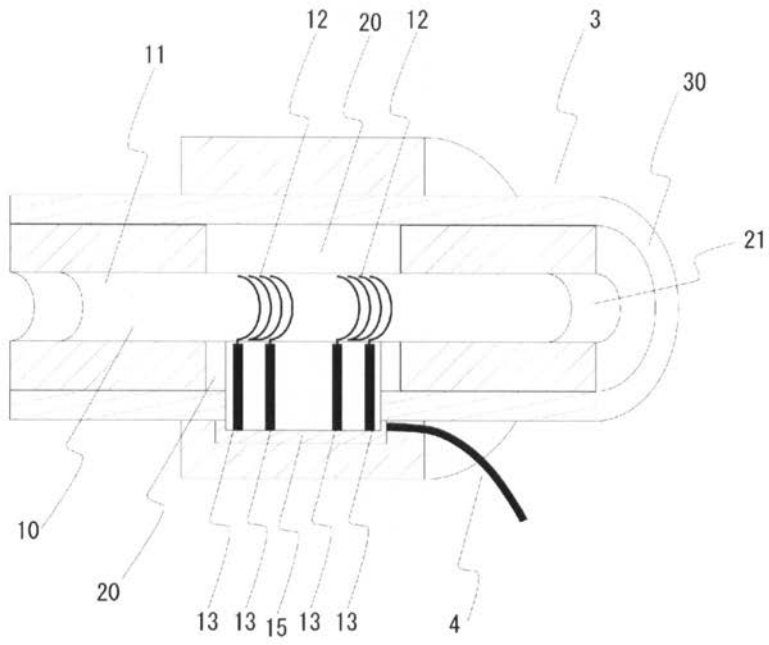
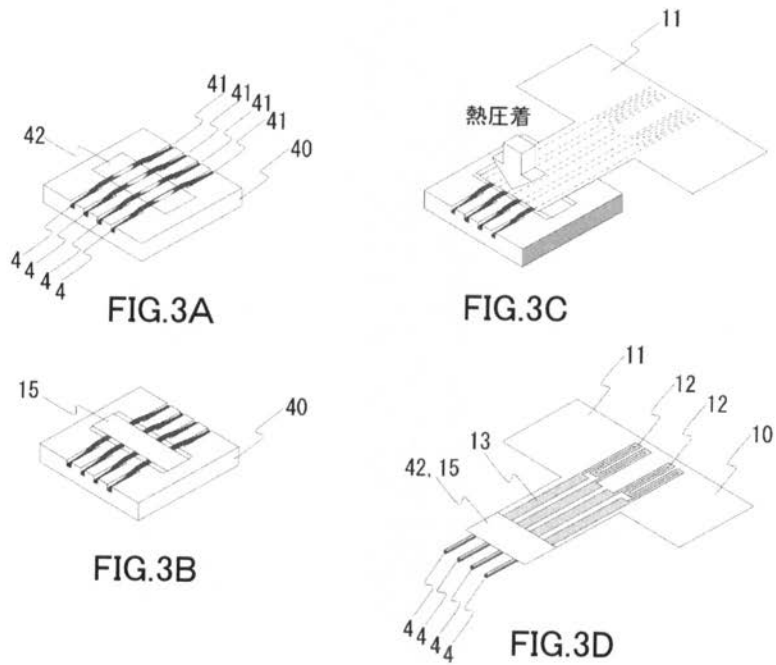


FIG.2

【 図 3 A - 3 D 】



【 図 4 】

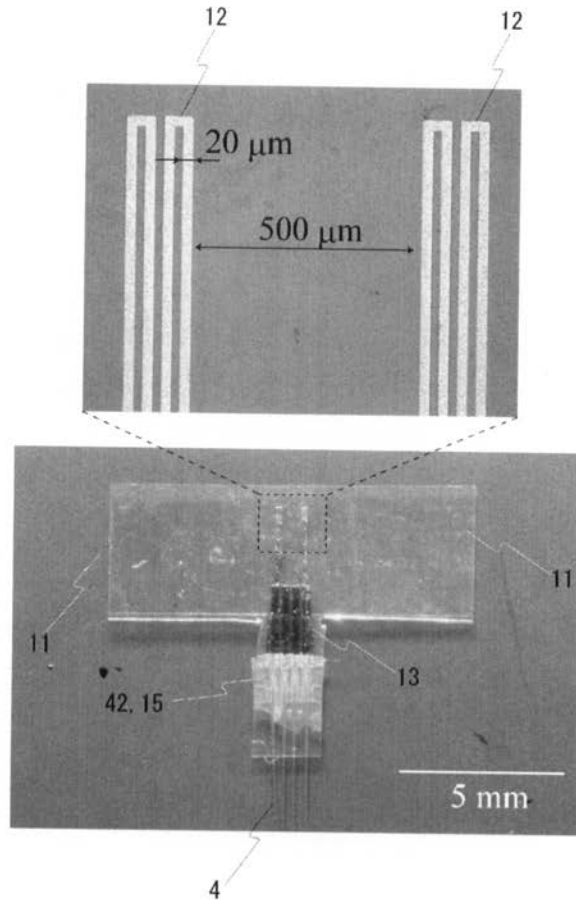
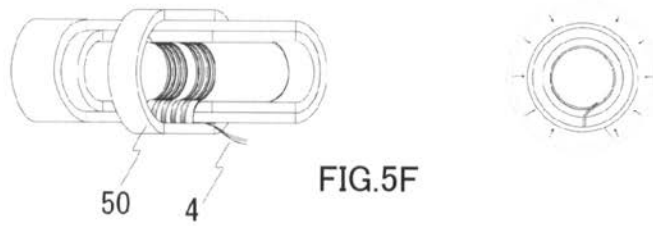
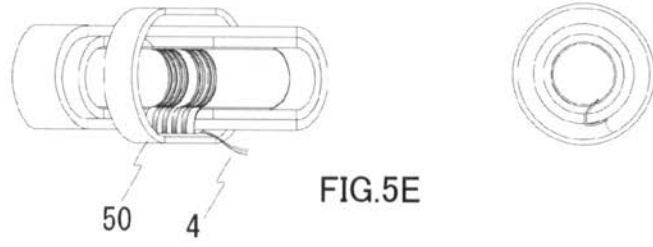
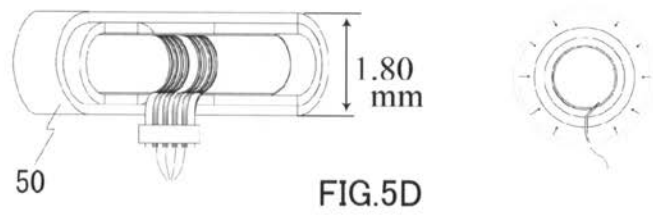
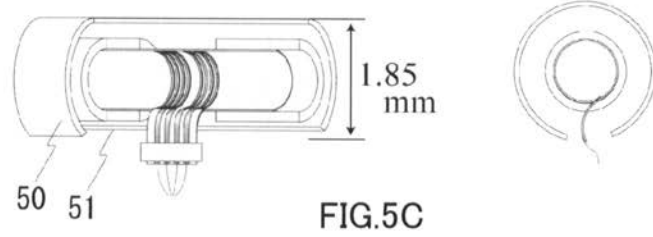
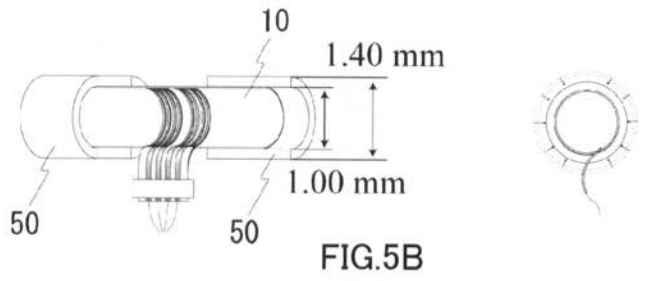
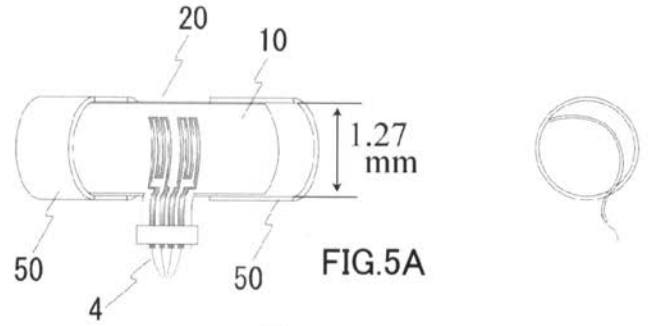


FIG.4

【 図 5 A - 5 F 】



【 図 6 】

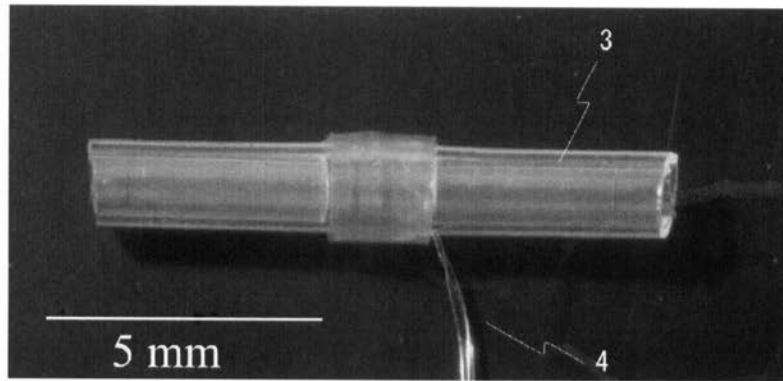


FIG.6

【 図 7 】

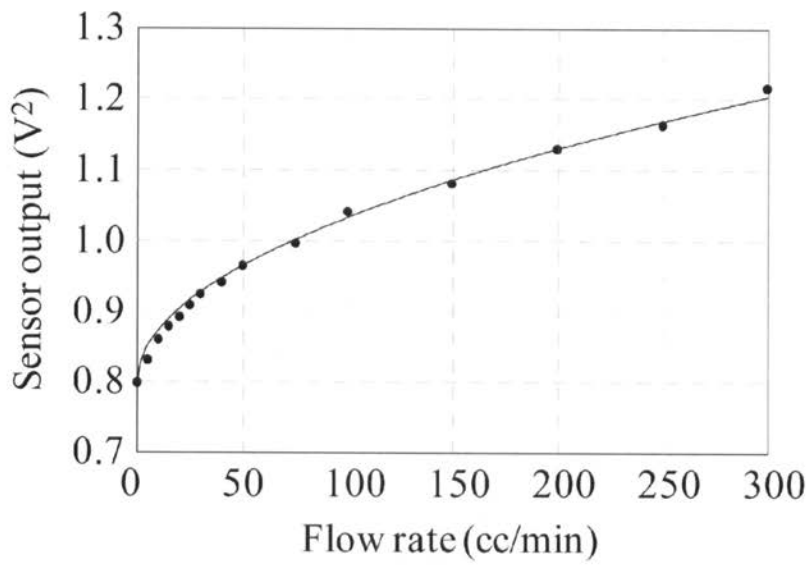


FIG.7

【 8 A - 8 C 】

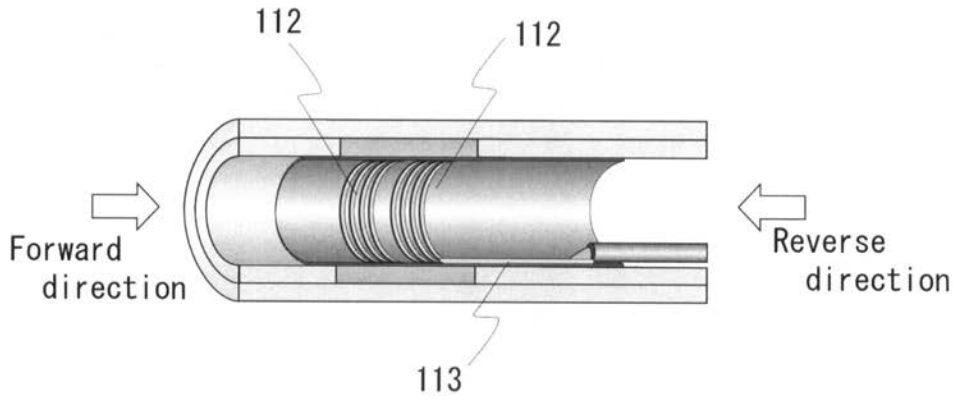


FIG.8A

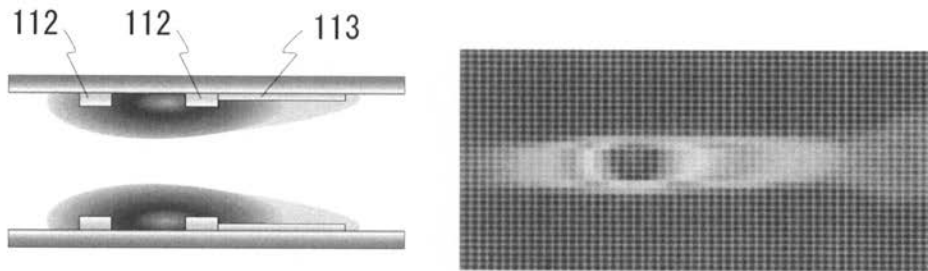


FIG.8B

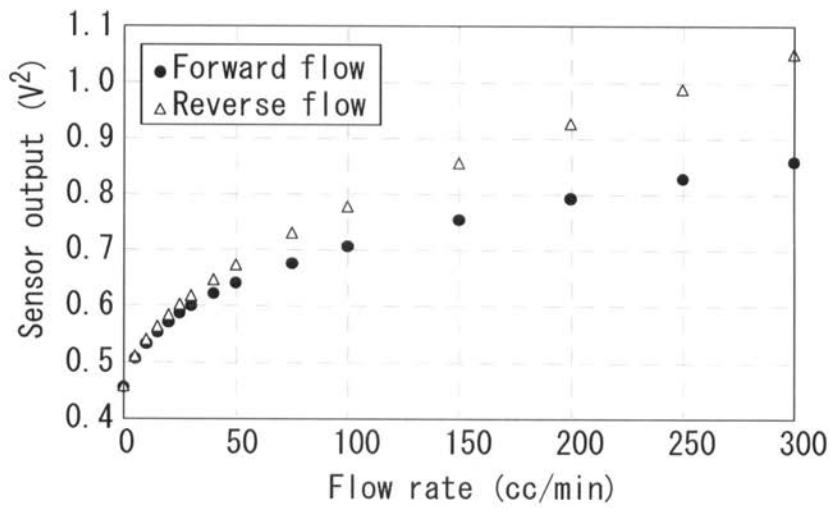


FIG.8C



【 図 9 A - 9 C 】

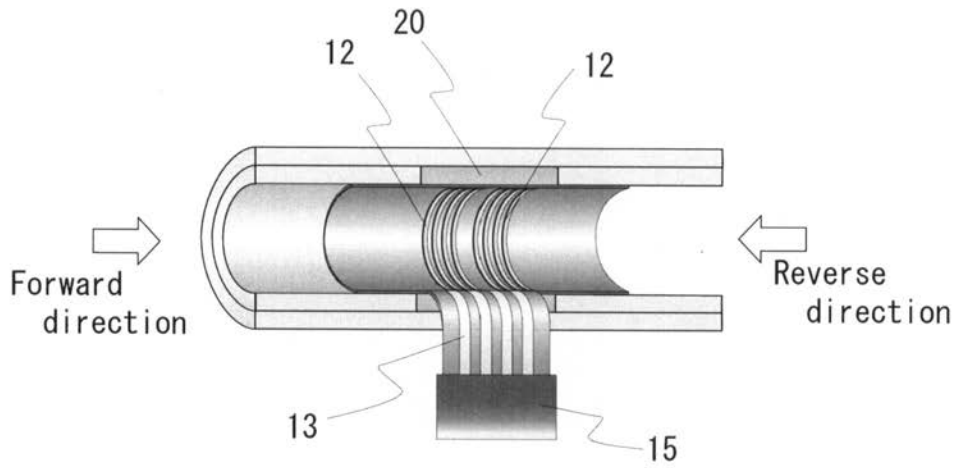


FIG.9A

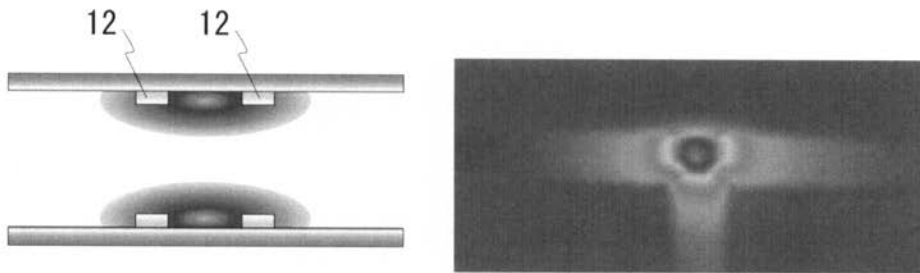


FIG.9B

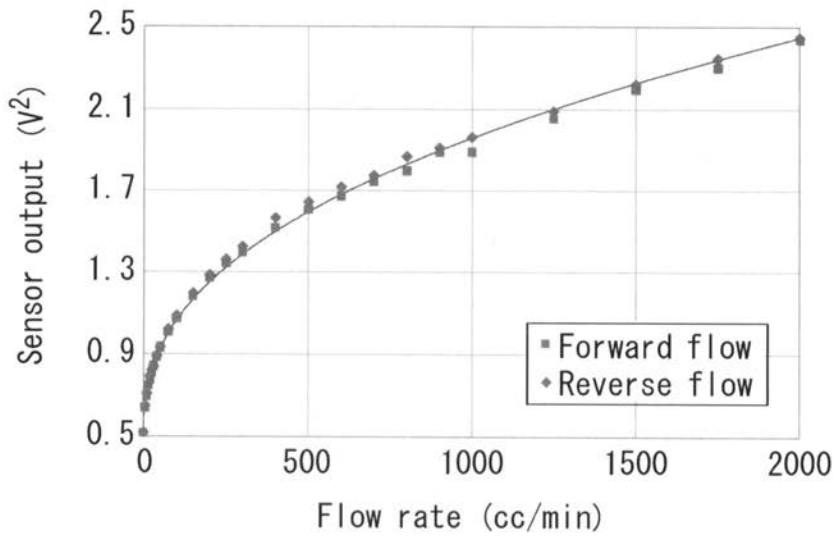


FIG.9C

【 図 10 A - 10 B 】

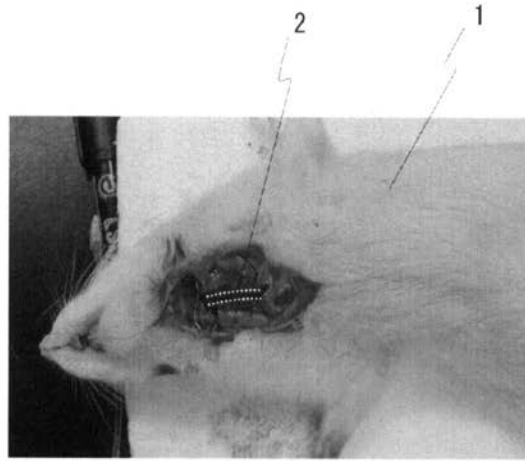


FIG.10A

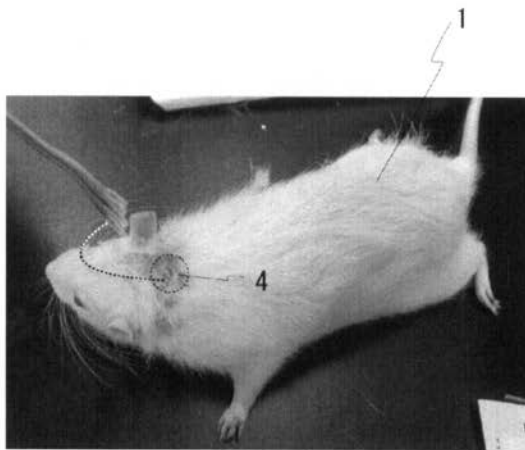


FIG.10B

【 図 11 】

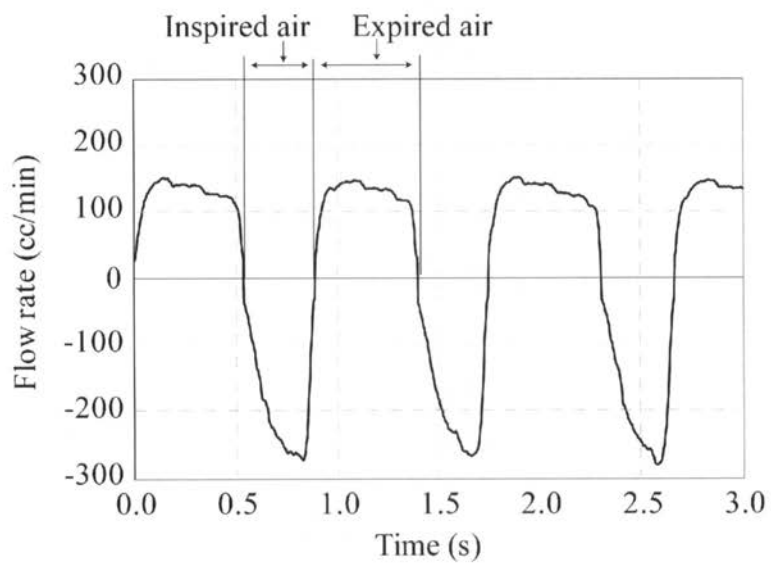


FIG.11

## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2010/063568
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> G01F1/684(2006.01)i, A61B5/07(2006.01)i, G01F1/00(2006.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G01F1/684, A61B5/07, G01F1/00  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2010 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2010 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2010  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	SHIKIDA et al., A catheter-type flow sensor for measurement of aspirated- and inspired-air characteristics in the bronchial region, Journal of Micromechanics and Microengineering, 2009.09.22, Vol.19 No.10, 105027	1-3
A	US 2007/0249950 A1 (Thomas PIAGET), 25 October 2007 (25.10.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-3
A	JP 9-215666 A (Terumo Corp.), 19 August 1997 (19.08.1997), entire text; all drawings (Family: none)	1-3
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 17 September, 2010 (17.09.10)		Date of mailing of the international search report 28 September, 2010 (28.09.10)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/063568

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-168480 A (Nagoya University), 30 July 2009 (30.07.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-3
A	JP 2007-127538 A (Nagoya University), 24 May 2007 (24.05.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-3

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/063568									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. G01F1/684(2006.01)i, A61B5/07(2006.01)i, G01F1/00(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. G01F1/684, A61B5/07, G01F1/00											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2010年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2010年	日本国実用新案登録公報	1996-2010年	日本国登録実用新案公報	1994-2010年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2010年										
日本国実用新案登録公報	1996-2010年										
日本国登録実用新案公報	1994-2010年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	SHIKIDA et al., A catheter-type flow sensor for measurement of aspirated- and inspired-air characteristics in the bronchial region, Journal of Micromechanics and Microengineering, 2009.09.22, Vol.19 No.10, 105027	1-3									
A	US 2007/0249950 A1 (Thomas PIAGET) 2007.10.25, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-3									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 17.09.2010		国際調査報告の発送日 28.09.2010									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 岸 智史	2F 3603								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3216								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 0 / 0 6 3 5 6 8
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 9-215666 A (テルモ株式会社) 1997.08.19, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-3
A	JP 2009-168480 A (国立大学法人名古屋大学) 2009.07.30, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-3
A	JP 2007-127538 A (国立大学法人名古屋大学) 2007.05.24, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-3

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 横田 拓央  
愛知県名古屋市千種区不老町1番 国立大学法人名古屋大学内

(72)発明者 岩井 聡  
愛知県名古屋市千種区不老町1番 国立大学法人名古屋大学内

(72)発明者 松永 直之  
愛知県名古屋市千種区不老町1番 国立大学法人名古屋大学内

Fターム(参考) 2F030 CA10 CC01 CC11  
2F035 EA04 EA08  
4C038 SS04 SU04 SX01 SX08

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。