

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5328293号  
(P5328293)

(45) 発行日 平成25年10月30日(2013.10.30)

(24) 登録日 平成25年8月2日(2013.8.2)

(51) Int.Cl.		F I			
<b>G01K</b>	<b>7/22</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>G01K</b>	<b>7/22</b>	<b>C</b>
<b>H01C</b>	<b>7/02</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>H01C</b>	<b>7/02</b>	
<b>H01C</b>	<b>7/04</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>H01C</b>	<b>7/04</b>	
<b>A61M</b>	<b>16/00</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>A61M</b>	<b>16/00</b>	<b>370Z</b>

請求項の数 20 外国語出願 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2008-277054 (P2008-277054)	(73) 特許権者	506246818
(22) 出願日	平成20年10月28日(2008.10.28)		スミス・メディカル・エイエスディ・イン
(65) 公開番号	特開2009-109496 (P2009-109496A)		コーポレーテッド
(43) 公開日	平成21年5月21日(2009.5.21)		アメリカ合衆国・マサチューセッツ・02
審査請求日	平成23年9月5日(2011.9.5)		370-1136・ロックランド・ウェイ
(31) 優先権主張番号	11/927,077	(74) 代理人	100064908
(32) 優先日	平成19年10月29日(2007.10.29)		弁理士 志賀 正武
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100089037
			弁理士 渡邊 隆
		(74) 代理人	100108453
			弁理士 村山 靖彦
		(74) 代理人	100110364
			弁理士 実広 信哉

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 環境から保護された呼吸器システム用サーミスタ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

サーミスタ(70)と、

その中に軸方向の細長い空間(88、95)、及び、前記サーミスタ(70)を前記容器(68)の前記軸方向の細長い空間(88、95)内に固定するエポキシ(72)を中に有する略円筒形の容器(68)であって、前記サーミスタ(70)への水分の移動を最低限に抑える障壁が設けられるように適合された容器(68)と、

前記略円筒形の容器(68)の直径に近似のサイズの幅寸法を有する空洞(66)を画定するプラスチックハウジング(62)と、を備え、

前記容器(68)が前記空洞内にぴったりと受容されることを特徴とする温度プローブ

10

【請求項2】

前記容器(68)が開放端(84、86)を有する管(80)であり、前記エポキシ(72)が前記端部(84、86)を閉鎖することを特徴とする請求項1に記載の温度プローブ。

【請求項3】

前記管(80)がプラスチックであることを特徴とする請求項2に記載の温度プローブ。

【請求項4】

前記サーミスタ(70)が前記軸方向の細長い空間(88)内に略軸方向に心合わせさ

20

れることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の温度プローブ。

【請求項 5】

前記サーミスタ(70)が前記軸方向の細長い空間(88、95)内に略半径方向に心合わせされることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の温度プローブ。

【請求項 6】

前記管(80)が金属であることを特徴とする請求項 2 に記載の温度プローブ。

【請求項 7】

前記サーミスタ(70)が前記管(80)と接触していることを特徴とする請求項 6 に記載の温度プローブ。

10

【請求項 8】

前記サーミスタ(70)が前記サーミスタ(70)を前記軸方向の細長い空間(88、95)内に固定する前記エポキシ(72)の他にエポキシの薄い層(90)内に封入されることを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の温度プローブ。

【請求項 9】

前記容器(68)が閉鎖端(96)および開放端(98)を有する缶(92)であり、前記開放端が前記エポキシ(72)によって閉鎖されることを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれか一項に記載の温度プローブ。

【請求項 10】

前記缶(92)がプラスチックであることを特徴とする請求項 9 に記載の温度プローブ

20

【請求項 11】

前記缶(92)が金属であることを特徴とする請求項 9 に記載の温度プローブ。

【請求項 12】

前記サーミスタ(70)が前記開放端(98)から離れるように間隔をおいて配置された前記閉鎖端(96)に存在することを特徴とする請求項 11 に記載の温度プローブ。

【請求項 13】

前記容器の外側の前記プラスチックハウジング(62)内の埋込用樹脂(74)をさらに含むことを特徴とする請求項 1 から請求項 12 のいずれか一項に記載の温度プローブ。

【請求項 14】

30

遠隔デバイスに情報を通信するための温度ケーブル(38)の一部を形成する温度プローブであって、前記温度ケーブル(38)が前記遠隔デバイスに結合されるように適合された第1の端部(48)を有する第1のケーブル(43)を備え、前記温度プローブが前記第1のケーブル(43)の第2の端部に操作可能に結合される、請求項 1 から 13 のいずれか一項に記載の温度プローブ。

【請求項 15】

前記ガスが通過して加熱され加湿される水(26)の容器(20)を加熱するように適合された加熱器(28)であって、制御装置(54)が前記加熱器(28)に操作可能に結合され、前記温度プローブが前記制御装置(54)に操作可能に結合される加熱器(28)を備える、患者に送出する呼吸可能なガスを加熱し加湿する装置と組み合わせた請求項 1 から 14 のいずれかに記載の温度プローブ。

40

【請求項 16】

サーミスタ(70)をエポキシの薄い被覆(90)内に封入する段階と、  
前記封入したサーミスタを略円筒形の容器(68)の開放端(86、98)を通して前記略円筒形の容器(68)の軸方向の細長い空間(88、95)内に挿入する段階と、  
前記封入したサーミスタ(70)を前記容器内にエポキシ(72)で固定し、前記エポキシ(72)が前記開放端(86、98)を密封する段階と、  
前記容器(68)をその中にぴったりと受容するサイズのプラスチックハウジング(62)の空洞内に前記容器(68)を配置する段階と、  
を含むことを特徴とする温度プローブの作成方法。

50

## 【請求項 17】

前記容器(68)が第2の開放端(84)を有し、前記封入したサーミスタを前記容器内に前記エポキシ(72)で固定し、前記エポキシ(72)が前記第2の開放端(84)も密封することを特徴とする請求項16に記載の方法。

## 【請求項 18】

前記封入したサーミスタを前記軸方向の細長い空間(88)内に略軸方向に心合わせする段階をさらに含むことを特徴とする請求項16または17に記載の方法。

## 【請求項 19】

前記封入したサーミスタを前記軸方向の細長い空間(88、95)内に略半径方向に心合わせする段階をさらに含むことを特徴とする請求項16から請求項18のいずれか一項に記載の方法。

10

## 【請求項 20】

前記容器の外側の前記プラスチックハウジング(62)内に埋込用樹脂(74)を加える段階をさらに含むことを特徴とする請求項16から請求項19のいずれか一項に記載の方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、一般に、加湿システムを組み込んだ呼吸器システムに関し、より詳細には、こうした呼吸器システム内の所望の位置で呼吸可能なガスの温度を感知する温度プローブに関する。

20

## 【背景技術】

## 【0002】

呼吸器システムは、酸素、麻酔ガス、および/または空気など呼吸可能なガスを患者の口、鼻、あるいは気道に直接供給して、患者の呼吸を助け、あるいは楽にするものである。呼吸器システムの一部として換気装置を使用して、呼吸可能なガスを患者に吸気ホースまたは導管を通して送ることができる。呼気ホースまたは導管を設けて、患者から空気を吐き出し可能にすることができる。

## 【0003】

通常、呼吸可能なガスを患者に供給する前に、ガスを暖めて加湿することが望ましい。そのため、多くの呼吸器システムは、水を保持するチャンバ、およびチャンバを温めるように適合された加熱器を含む、加熱ユニットを有する加湿システムを含む。チャンバは手動で再補充することができ、またはチャンバが空になったときに選択的にチャンバに充填する水源が存在する。呼吸可能なガスはチャンバを通過して加熱され加湿される。加熱ユニットおよびチャンバ構成の一例が特許文献1および特許文献2に示されている。吸気ホースは加熱され加湿されたガスを患者に搬送し、呼気ホースが存在する場合は、呼気ホースは患者からの呼気および可能な他のガスを搬送する。吸気ホースおよび/または呼気ホースを、肢の内部など肢に沿って走る1つあるいは複数の細長いワイヤからなる加熱回路などによって加熱することもできる。加熱器を有する呼吸回路の一例が、特許文献3に示されている。

30

## 【0004】

このタイプの呼吸器システムを通過する1つまたは複数のガスの所望の温度を維持するには、システムからの熱フィードバックにตอบสนองして、加熱ユニット内の加熱器および/または吸気ホースと呼気ホース内の加熱回路の温度を調整する必要がある。したがって、一部の呼吸器システムは、患者に供給される加熱され加湿されたガスの温度の感知などのために、1つまたは複数の位置に温度プローブを含む。温度プローブを加熱ユニットに操作可能に結合し、測定された温度に少なくとも部分的に基づいて、加熱器および/または1つあるいは複数の加熱回路への電力レベルを調整することができる。現在の呼吸器システム用の温度プローブは、通常、サーミスタを含んでおり、サーミスタはポリイミド管など円筒形容器内に包装され、その中にエポキシで固定され、埋込用樹脂によって温度プローブのプラスチックハウジングの内に全て保持される。導線がサーミスタに電氣的に結合され、サー

40

50

ミスタから離れるように延び、ハウジングの反対側の端部で関連する温度ケーブルに電氣的に結合されて、加熱ユニットと電氣的に導通される。

【 0 0 0 5 】

呼吸器システムでは、加熱されたガスの湿度レベルは非常に高く、通常は100%もしくはそれに近い。加熱されたガスの温度に伴う高レベルの湿度により、プローブハウジング内に、かつサーミスタにかなりの水分の移動が生じると考えられる。したがって、水分が蓄積されて、サーミスタに電子ドリフトおよび/または機械的圧縮が生じて、サーミスタからの温度の読取りが不正確になり、信頼できないものになる。呼吸器システム用の以前のサーミスタベースのプローブでは、水分の蓄積が急激に生じて、デバイスが大抵わずか数日または数週間で使い物にならなくなる。より長期間の有用な寿命が必要である。水分のサーミスタ内への移動を低減する一配慮は、サーミスタの容器を(あるいは容器が使用されない場合はサーミスタを)ガラスまたはエポキシの大きいビーズ中に封じ込めることである。大きいビーズはサーミスタへの水分の問題を軽減して、プローブの寿命を延ばすことが予想されるが、こうした手法はサーミスタの温度応答を大幅に低減すると考えられる。したがって、温度の読取りが温度の実際の変化から過度に遅れをとり、加熱ユニットが加熱ユニット内の加熱器および/または1つあるいは複数の呼吸回路肢内の1つあるいは複数の加熱回路の十分な温度調整を行なうことができなくなる。

10

【特許文献1】米国特許第6,988,497号

【特許文献2】米国特許第5,943,473号

【特許文献3】米国特許第6,078,730号

20

【特許文献4】米国特許出願第11/469,086号

【特許文献5】米国特許出願第11/469,113号

【特許文献6】米国特許出願第11/926,990号

【特許文献7】米国特許出願第11/927,000号

【特許文献8】米国特許出願第11/927,004号

【特許文献9】米国特許出願第11/927,013号

【特許文献10】米国特許出願第11/927,054号

【特許文献11】米国特許出願第11/927,068号

【特許文献12】米国特許出願第11/927,020号

【特許文献13】米国特許出願第11/926,982号

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

本発明は、サーミスタが環境から保護されて、サーミスタ内への水分の移動が低減され、サーミスタの温度応答に悪影響が与えられない、呼吸器システムで使用されるサーミスタベースの温度プローブを提供する。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

そのため、本発明の原理によれば、プローブハウジングの先端などにあるプローブハウジングの空洞は、サーミスタおよびサーミスタの関連する容器をぴったりと受容して、容器がプローブハウジングのプラスチックと緊密な伝熱関係になるように配置されるサイズであり、容器は水分に対する障壁を設けて、呼吸器システムの通常の動作で受ける高温および高湿度レベルに関わらず水分の移動が最低限に抑えられるように適合される。容器は有利には円筒形であり、両端が開放された管の形態をとることができ、または一端だけが開放された缶の形態をとることができる。サーミスタは管または缶内に配置され、エポキシが加えられて、サーミスタがその中に固定され、1つまたは複数のさもなければ開放された端部が、一端から1つまたは複数の導線が延びる状態で閉鎖される。

40

【 0 0 0 8 】

管の場合、サーミスタは軸方向に心合わせされ、すなわちサーミスタはさもなければ(エポキシがなければ)開放された端部から略等距離に配置されて、略軸方向の水分移動経

50

路全てのバランスがとられる。缶の場合、サーミスタは閉鎖端付近に配置されて、最も可能性が高い水分移動経路を画定するさもなければ開放された端部から離れるように配置される。容器は金属またはプラスチックであり、プラスチックは有利にはポリイミドである。容器が金属の場合、サーミスタは有利には容器に接触して、金属と直接熱接触することによって、プローブハウジングに隣接する温度の変化に対するサーミスタの温度応答が向上される。容器がプラスチックの場合、本発明のさらなる態様によれば、サーミスタは容器から間隔をおいて配置され、容器と接触しないようになされる。そのため、サーミスタを容器内に設置する前に、サーミスタにエポキシを被覆して、サーミスタと容器の間に障壁を作成することができる。さらに有利には、サーミスタを半径方向にも心合わせして、容器の円筒形の側壁から略等距離に配置されるようにし、サーミスタへの略半径方向の水分移動経路全てのバランスがとられるようにする。エポキシ被覆が有利に塗布されて、サーミスタの周囲に略（半径方向に）均一の最大厚さを有して、サーミスタを半径方向に心合わせする助けをする。

10

**【 0 0 0 9 】**

空洞は、サーミスタ容器の幅寸法に近似の幅寸法（直径など）を有する。そのため、本発明の他の態様によれば、空洞の直径は有利には約 0 . 0 1 0 から 0 . 0 2 0 インチだけサーミスタ容器の直径よりも大きく、容器が定位置にある状態で、約 0 . 0 0 5 から 0 . 0 1 0 インチ以下の環状の隙間が容器の周囲に生成されるようになされる。したがって、プローブハウジングとサーミスタ容器の間の隙間が十分に小さいため、サーミスタへの熱伝達に悪影響が与えられない。空洞のプローブ先端部の壁の厚さは非常に薄く、熱伝達の遅れが最低限に抑えられるようになされる。有利には、先端部の壁の厚さは約 0 . 0 2 0 インチ以下である。サーミスタ容器がプローブハウジングの空洞内に配置された状態で、プローブを通るサーミスタへの熱伝達経路は、特に呼吸器システムで使用される従来のサーミスタベースのプローブの伝熱経路と比較して非常に短く、サーミスタの応答時間は十分速く維持され、同時に水分移動に対する十分な障壁が設けられて、サーミスタが有用でなくなる前に少なくとも有益かつ有用な寿命が得られる。

20

**【 0 0 1 0 】**

上記により、サーミスタが環境から保護されて、サーミスタへの水分の移動が低減され、サーミスタの温度応答に悪影響が与えられない、呼吸器系で使用されるサーミスタベースの温度プローブが提供される。本発明の上記その他の目的、利点、および特徴は、添付の図面と併せて以下の詳細な説明を考慮すれば当業者にはより容易に明らかになるであろう。

30

**【 発明を実施するための最良の形態 】****【 0 0 1 1 】**

本明細書に組み込まれ、本明細書の一部を構成する添付の図面は、上記の本発明の全般的な記載および以下の詳細な記載と併せて、本発明の実施形態を示し、本発明を説明する働きをするものである。

**【 0 0 1 2 】**

図 1 は呼吸可能なガスを患者 1 2 に供給するための例示の呼吸器システム 1 0 を示す図である。図で示した実施形態では、呼吸器システム 1 0 は、換気装置 1 4、加熱ユニット 1 8 を有する加湿システム 1 6、ディスポーザブルチャンバ 2 0 など水用の加熱可能な容器、並びに吸息肢 2 2 を画定する第 1 の細長いホースまたは導管 2 2 および吸息肢を画定する第 2 の細長いホースまたは導管 2 4 を有する呼吸回路 2 1 を含む。換気装置 1 4 は、酸素、麻酔ガス、および / または空気など呼吸可能なガスをガス導管 2 5 を通してチャンバ 2 0 の入口内に送る。水 2 6 は、袋またはびんなど給水部 2 7 から手動または自動的に注入することによってチャンバ 2 0 内に受容され、排出されうる。チャンバ 2 0 は加熱ユニット 1 8 の熱板および 1 つまたは複数の加熱素子（図示せず）など加熱器 2 8 によって加熱されて、チャンバ 2 0 内の水が加熱される。加熱された水蒸気 2 9 をチャンバ 2 0 内で水 2 6 の水面上に生成することもできる。導管 2 5 からのガスは加熱された水 2 6 および / または加熱された水蒸気 2 9 上またはその中を通過して加熱され加湿されてから、加

40

50

熱され加湿されたガスとしてチャンバ20を出る。加湿システムの例が上記の特許文献1、特許文献2、同時係属中の2006年8月31日に出願された特許文献3、および2006年8月31日に出願された特許文献4に示されている。4つの開示は全てその全体が参照により本明細書に組み込まれている。

【0013】

加熱され加湿されたガスは、チャンバ20から吸息肢22を通過して患者12に流れる。そのため、吸息肢22の第1の端部は連結部材または接合部30によってチャンバ20に結合され、吸息肢22の第2の端部は呼吸用アタッチメント32に結合される。呼吸用アタッチメント32はガスを患者12に送しやすくするものである。呼吸用アタッチメント32を気管内挿入管など観血的装置、またはガスの送進を促進するマスクなど非観血的装置に結合することができる。所望の場合は、吸息肢22に関連する加熱回路34を設けることによって、ガスが吸息肢22を通過して呼吸用アタッチメント32に通過中に、ガスをさらに加熱することができる。他の加熱回路36を呼息肢24に関連付けることができる。呼息肢24は、患者12からの呼気および他の排出ガスが換気装置14、大気または他の場所に戻ることを可能にするものである。

10

【0014】

呼吸器システム10は、加熱ユニット18に熱フィードバックを提供する1つまたは複数の温度プローブ42（本明細書で示した例示の実施形態で2つが使用される場合は別個に42aおよび42bと呼ばれる）を有する患者用温度ケーブル（PTC）38も含む。プローブから受信されたフィードバックにより、加熱ユニット18は、加熱器28および/または加熱回路34、36への電力レベルを変えて、患者12に供給されるガスの温度を適切な呼吸および肺の生存度をもたらす事前に選択した温度設定点に調整する。

20

【0015】

図1および2で示したように、例示の一実施形態では、患者用温度ケーブル38は、第1の通信ケーブル43に結合された第1の温度プローブ42aを有する第1の通信ケーブル43、および第2の通信ケーブル44に結合された第2の温度プローブ42bを有する第2の通信ケーブル44を含む。第1の温度プローブ42aは連結部材30の開口部（図示せず）を通過して部分的に挿入され、吸息肢22の流路内など、吸息肢22を通過して流れる呼吸ガスと熱的に連通するように配置される。別法として、プローブ42aを吸息肢22の流路に隣接し、吸息肢22中を流れるガスと熱的に連通するように配置することができる。第1の温度プローブ42aはチャンバ20を出るガスの温度に反応し、加熱ユニット18に第1の通信ケーブル43によって電気的に結合される。第1の通信ケーブル43は加熱ユニット18に電気的に結合される端部48を有する。

30

【0016】

同様に、第2の温度プローブ42bを、呼吸用アタッチメント32を通して部分的に挿入し、呼吸用アタッチメント32を通過して患者12の体内に流れる呼吸ガスと熱的に連通するように配置することができる。第2の温度プローブ42bを呼吸用アタッチメント32のガス流路内に直接、または流路に隣接するように、その中を流れるガスと熱的に連通するように配置することができる。第2の温度プローブ42bは第2の通信ケーブル44によって加熱ユニット18に電気的に結合され、第2の通信ケーブル44も加熱ユニット18に電気的に結合される端部50を有する。端部48および50をコネクタ52で共に有利に固定して、第1の通信ケーブル43および第2の通信ケーブル44を加熱ユニット18上の対合するソケット（図示せず）に結合しやすくすることができる。

40

【0017】

加熱ユニット18内の制御装置54は、56で加熱器28と（かつ57で加熱回路34、36と）操作可能に関連し、加熱器28（並びにそれぞれ吸息肢22および呼息肢24内の加熱回路34、36）の通電を制御して、水26を望む通りに加熱し、水蒸気29を生成し、それによってチャンバ20を通過する呼吸可能なガスを加熱し加湿する。制御装置54内のマイクロプロセッサまたは論理回路（図示せず）が1つまたは複数の温度プローブ42からの情報を処理して、加熱器28（または加熱回路34および36）に供給さ

50

れる電力の調整を行なう必要があるかどうか判断される。加熱器 28 および / または加熱回路 34、36 に供給される電力を調整するための制御装置 54 および関連する制御論理の多様な詳細が、以下の現在出願されている米国特許出願である、特許文献 6、特許文献 7、特許文献 8、特許文献 9、特許文献 10、および特許文献 11 に記載されている。上記の現在出願されている米国特許出願全てが参照によりそれぞれその全体が本明細書に組み込まれている。

【0018】

図 2 は、患者用温度ケーブル 38 をさらに詳細に示す図である。第 1 の温度プローブ 42 a を第 1 の通信ケーブル 43 にオーバーモールド 58 によって結合することができる。より具体的には、通常は、第 1 の通信ケーブル 43 の端部部分 60 が第 1 の温度プローブ 42 a 内に挿入され、ケーブルタイ (図示せず) など従来の締結具によって外側ハウジング 62 (図 3) に固定される。連結部を強化するため、オーバーモールド 58 を端部部分 60 および外側ハウジング 62 の少なくとも近位部分上に成形することができる。端部部分 60 および第 1 の温度プローブ 42 a を実質的に軸 63 に沿って結合して、患者用温度ケーブル 38 が呼吸器システム 10 内に適切に位置付けられるようにすることができる。

10

【0019】

同様に、第 2 の温度プローブ 42 b をオーバーモールド 64 によって第 2 の通信ケーブル 44 に結合することができる。第 2 の温度プローブ 42 b は、以下にかなり詳細に記載するように、第 1 の温度プローブ 42 a と同様の全般的な設計を有する。しかし、第 2 の温度プローブ 42 b の呼吸器システム 10 内の特定の位置により、第 2 の温度プローブ 42 b を第 2 の通信ケーブル 44 に対して垂直に配置することができる。したがって、近位ハウジング 62 内に挿入され、直角の屈曲部およびオーバーモールド 64 を含み、またはそれに直接隣接する第 2 の通信ケーブル 44 の一部を、第 2 の温度プローブ 42 b の第 2 の通信ケーブル 44 に対する特定の方向付けに対応するように構成することができる。

20

【0020】

オーバーモールド 58 および 64 はひずみを軽減して、通信ケーブル 43 および 44 が屈曲され、または張力を受けるように配置された場合に、それぞれ温度プローブ 42 から分離しないようにする。一実施形態では、オーバーモールド 58 および 64 は Santoprene TPV 8281-90MED など熱可塑性樹脂から形成され、約デュロメーター 90 ショア (Shore) A を有する。オーバーモールド 58 および 64 の形状および材料を人間工学的機能を果たすように選択して、患者用温度ケーブル 38 を把持しやすくし、温度プローブ 42 を扱いやすくすることもできる。さらに、オーバーモールド 58 および 64 が水分障壁として働き、温度プローブ 42 のワイヤおよび他の内部構成要素を損傷から保護するように設計することができる。

30

【0021】

図 3 をさらに参照すると、温度プローブ 42 の 1 つの断面図が示されている。理解されるように、第 1 および第 2 の温度プローブ 42 a および 42 b は実質的に同一である。温度プローブ 42 は、その中に空洞 66 を画定する先端部 65 を有するプラスチックプローブハウジング 62 を含む。空洞 66 内には略円筒形の容器 68 が存在し、容器 68 内にサーミスタ 70 がエポキシ 72 によって固定される (図 4 A および 4 B を参照)。埋込用樹脂 74 をプローブハウジング 62 の内部 75 に充填することができる。プローブハウジング 62 は容器 68 の外側の空洞 66 の任意の態様を含む。サーミスタ 70 に電気的に結合された (1 つだけ示してある) 導線 76 は、容器 68 から外側に延び、埋込用樹脂 74 を通って適切な通信ケーブル 43 または 44 に電気的に結合される (導線 76 を空洞壁付近を通るように、または本明細書で示すように空洞壁の中央を通過するように配置することができる)。空洞 66 は、容器 68 をその中にぴったりと受容するサイズであり、容器 68 を先端部 65 でプラスチックハウジング 62 と緊密な伝熱関係になるように位置付ける。そのため、空洞 66 の幅寸法は、容器 68 の直径に非常に近似したものである。一実施形態では、空洞 66 の公称直径は約 0.020 インチ以下であり、より有利には約 0.020 インチ以下であり容器 68 の直径よりも大きい。容器 68 が先端部 65 の閉鎖底部 7

40

50

8に隣接して先端部65内の半径方向に心合わせされた状態では、プローブハウジング62と容器68の間の公称半径方向距離は、有利には約0.010インチ以下、さらに有利には約0.005インチ以下であり、プローブハウジング62から容器68への熱伝達が悪影響を受けないようになされる。

【0022】

先端部65の領域内のプローブハウジング62もプローブハウジング62を通る空洞66内への伝熱経路を最小限に抑えるサイズになされる。そのため、一実施形態では、プローブハウジング62の壁の厚さは、少なくとも先端部65の領域では、約0.020インチ以下である。プローブハウジング62の壁の厚さが薄く、容器68が空洞66内に(空洞66内の埋込用樹脂74の有無に関係なく)ぴったりと嵌ることによって、プローブハウジング62を通るサーミスタ70への伝熱経路が十分に短くなり、プローブ42の外側の温度変化に対するサーミスタ70の温度応答を数秒間で測定することができると考えられる。これは呼吸器システムで使用される従来のサーミスタベースのプローブでは通常数分間かかると考えられているのと対照的である。

【0023】

同時に、本発明の原理によれば、サーミスタ70は、容器68が、呼吸器システム10の通常の操作で受ける高い温度および湿度レベルに関わらず、サーミスタ70への水分の移動を最低限に抑えるように適合されることによって、環境から保護される。そのため、図4Aを参照すると、容器68は、開放端84と86の間に延びる略円筒形の側壁82を有し、その中に軸方向の細長い円筒形の空間88を画定する管80の形態でもよい。サーミスタ70は空間88内に配置され、エポキシ72によってその中に保持され、導線76が端部86を通過して外に延びる状態で容器68内に固定される。有利には、サーミスタ70はサーミスタ70が端部84および86から略等距離になるように端部84と86の間で略軸方向に心合わせされ、それによって端部84、86などからの略軸方向の水分の移動経路全てのバランスがとられる。管80は、サーミスタ70を管80内に固定し、端部84および86を密封する助けにエポキシ72だけで十分であるように金属でもよい。また、サーミスタ70は有利には側壁82と接触することができる。管80がポリイミドなどプラスチックの場合、サーミスタ70はカプセルに封入され、管80内で略半径方向に心合わせされて、側壁82に接触せずに側壁82から略等距離に配置される。所望の場合は、図4で示したように、サーミスタ70を空間88内に配置する前に、サーミスタ70をエポキシの薄いカプセル化層90で被覆する。層90はエポキシ72と同じ材料でもよい。薄い層90は、サーミスタ70が側壁82と接触するのを阻止する助けをし、サーミスタ70を空間88内で半径方向に心合わせする助けをする。そのため、層90は有利には略均一の(半径方向の)最大厚さを有することができ、それによって、空間88内で半径方向にぴったりと嵌る層が提供される。層90を有するサーミスタが空間88内に挿入され、適切に(特に軸方向に)心合わせされた後、エポキシ72が加えられて、サーミスタ70が空間88内に固定される。

【0024】

別法として、図4Bを参照すると、容器68は、下端など一端96が閉鎖され上端など他端98が開放された軸方向の細長い空間95を画定する略円筒形の側壁94を有する缶92の形態をとることができる。缶92は、管80を使用し、管80にふたを溶接し、または他の方法で閉鎖して、管80の端部84が閉鎖端96を画定することによって作成することができる。別法として、缶92が側壁94および閉鎖端96を有するように、引抜加工などによって形成することもできる。缶92が金属製の場合、サーミスタ70を閉鎖端96および/または側壁94と接触するように直接缶92内に配置し、次いでその中にエポキシ72で固定して端部98を閉鎖することができる。有利には、サーミスタ70が端部96の付近または端部96に配置されて、さもなければ(エポキシ72がなければ)開放された端部98からできるだけ離れるようにすることによって、開放端98であると考えられる最も可能性の高い水分移動源からの長い水分移動路が設けられる。缶92がポリイミドなどプラスチック製の場合、サーミスタ70を缶92内に挿入してエポキシ72

10

20

30

40

50

で固定する前に、サーミスタ70を上記の層90で事前に被覆することができる。さらに、サーミスタ70を缶92内で有利に軸方向かつ/または半径方向に心合わせすることができる。

【0025】

エポキシ72が比較的高い熱伝導率かつ/または低デュロメーターを有して、サーミスタ70への良好な熱伝達をもたらし、サーミスタ70への強固な応力が回避されるように、エポキシ72を選択することができる。こうした特性を有するエポキシの一例は、Emerson & Cuming、National Starch & Chemical Companyから入手可能な低密度のシタクチックフォームのエポキシ封入材、Stycast 1090である。逆に、埋込用樹脂74を比較的低い熱伝導率を有する材料から選択して、埋込用樹脂74を通る熱伝達を低減し、または最低限に抑えて、熱伝達をサーミスタ70に集中させることができる。埋込用樹脂74は、2つの部分からなる室温で硬化可能シリコンでもよく、その一例はDow MDX4-4210であるが、プローブ42の所望の性能特性によって他の埋込用樹脂を使用することもできる。一部の埋込用樹脂74は容器68とプローブハウジング62の間の半径方向に薄い空間内に加えられることが予想されるが、低い熱伝導率の埋込用樹脂(図示せず)を最初に先端部65の領域に加えることによって、二重埋込温度プローブが提供される。この二重埋込温度プローブは、参照によりその全体が本明細書に組み込まれている、現在出願されている特許文献12に記載されている。

【0026】

プローブハウジング62を、埋込用樹脂74よりも高い熱伝導率など、比較的高い熱伝導率を有する他に、比較的低い導電性、優れた耐薬品性、および製造の目的で高度な寸法精度を有するプラスチック材料から成形することができる。一実施形態では、外側ハウジング62をUdel(登録商標)GF-120などガラス繊維、またはSolvay Corporationから入手可能な同様のポリサルホン樹脂で強化した熱可塑性樹脂から成形することができる。

【0027】

使用の際は、患者用温度ケーブル38の温度プローブ42が呼吸器システム10内に上記のように配置され、ケーブル38が加熱ユニット18に結合される。温度プローブ42は、吸息肢22を通して流れる加熱され加湿されたガスと熱的に連通し、ガスの温度情報を加熱ユニット18に通信する。温度プローブ42の特定の構造により、プローブはガスの熱変化に迅速に応答することができ、1つまたは複数のサーミスタ70への水分の透過に対する十分な障壁を提供して、1つまたは複数のサーミスタ70が有効でなくなるまでの少なくとも有益かつ有用な寿命が得られる。加熱ユニット18は、加熱器28および/または加熱回路34、36の温度を迅速に調整して、温度を設定点に維持することができる。温度プローブ42からの応答時間が速いため、加熱器28が同様の応答時間を有するように、すなわち加熱器28を迅速に加熱し、または冷却することができるように構成することができる。温度プローブ42の改善された応答時間を使用することができるこうした加熱器28の1つが、参照によりその全体が本明細書に組み込まれている、現在出願されている特許文献13に開示されている。温度プローブと加熱器の両方の応答時間が速いため、呼吸可能な1つまたは複数のガスの加熱および加湿の制御が向上されて、事前に選択した設定点に近似の公差が維持され、それによって従来の呼吸器システムで達成される設定点の公差の大幅な改善がなされる。

【0028】

上記により、サーミスタが環境から保護されて、サーミスタへの水分の移動が低減され、サーミスタの温度応答に悪影響が与えられない、呼吸器システムで使用されるサーミスタベースの温度プローブが提供される。

【0029】

本発明を本発明の実施形態および特定の例の記載で示し、実施形態を幾分詳細に記載したが、添付の特許請求の範囲はこうした詳細に決して限定されないものとする。当業者は

10

20

30

40

50

追加の利点および変更を容易に思いつくであろう。たとえば、ケーブル38はそれぞれ第1および第2のプローブ42aおよび42bに結合された2つのケーブル43および44を有するように図で示したが、理解されるように、ケーブル38はケーブル43または44の1つだけを有し、それがプローブ42と関連してもよい。また、理解されるように、温度プローブ42について、加湿システムを有する呼吸器システムとの関連で記載したが、本発明の温度プローブは、加熱された高湿度の環境での温度測定が望まれる広範な用途で使用可能である。したがって本発明は、本発明の広範な態様で、図で示し記載した特定の詳細、代表的な装置、および方法、並びに例示の例に限定されるものではない。したがって、全般的な発明の概念の範囲および精神から逸脱することなく、こうした詳細から離れることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】本発明の原理によって構築された温度プローブを含む患者用温度ケーブルを含む例示の呼吸器システムを示す概略図である。

【図2】図1の患者用温度ケーブルを示す、原寸に比例していない拡大側面図である。

【図3】図2の丸で囲んだ領域3から切り取られた図2のサーミスタベースの温度プローブを示す、原寸に比例していない拡大断面図である。

【図4A】本発明の原理により構築された環境から保護されたサーミスタベースの温度プローブの例示の実施形態を示す、図3の丸で囲まれた領域4から切り取られた、原寸に比例していない拡大断面図である。

20

【図4B】本発明の原理により構築された環境から保護されたサーミスタベースの温度プローブの例示の実施形態を示す、図3の丸で囲まれた領域4から切り取られた、原寸に比例していない拡大断面図である。

【符号の説明】

【0031】

- 10 呼吸器システム
- 12 患者
- 14 換気装置
- 16 加湿システム
- 18 加熱ユニット
- 20 チャンバ
- 21 呼吸回路
- 22 吸息肢
- 24 呼息肢
- 25 ガス導管
- 26 水
- 27 給水部
- 28 加熱器
- 29 水蒸気
- 30 接合部
- 32 呼吸用アタッチメント
- 34、36 加熱回路
- 38 患者用温度ケーブル
- 42 温度プローブ
- 43 第1の通信ケーブル
- 44 第2の通信ケーブル
- 48、50 端部
- 52 コネクタ
- 54 制御装置
- 58、64 オーバーモールド

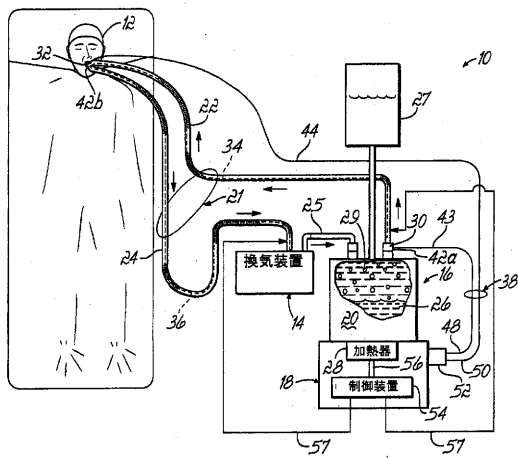
30

40

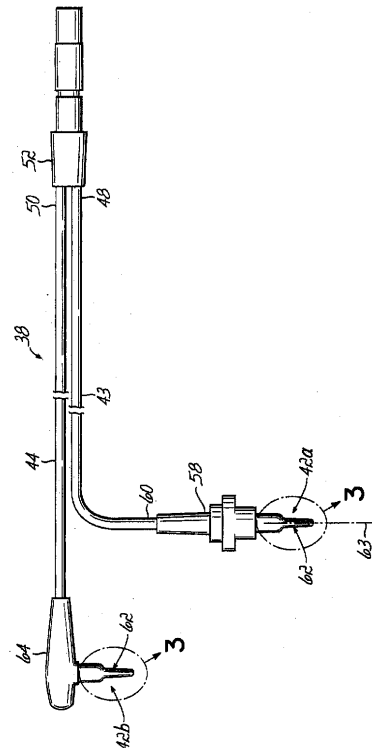
50

- 6 2    プローブハウジング
- 6 3    軸
- 6 5    先端部
- 6 6    空洞
- 6 8    容器
- 7 0    サーミスタ
- 7 2    エポキシ
- 7 4    埋込用樹脂
- 7 5    内部
- 7 6    導線
- 7 8    底部
- 8 0    管
- 8 2、9 4    側壁
- 8 4、8 6、9 8    開放端
- 8 8、9 5    空間
- 9 0    層
- 9 2    缶
- 9 6    閉鎖端

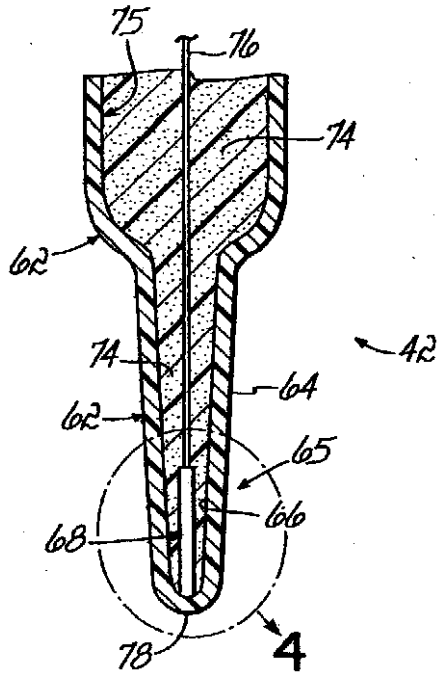
【図 1】



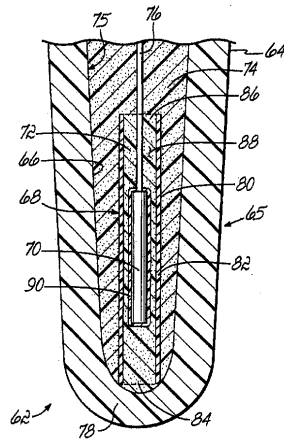
【図 2】



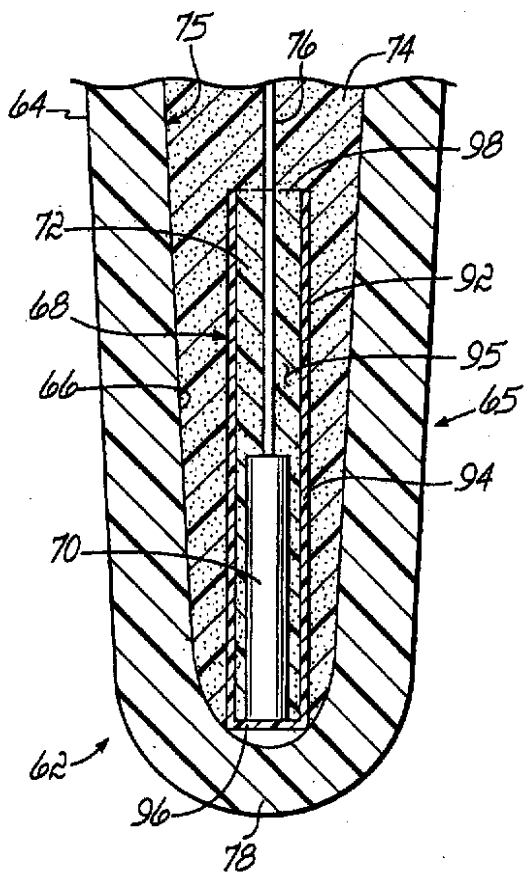
【 図 3 】



【 図 4 A 】



【 図 4 B 】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 キース・ジェイ・ブラッドリー  
アメリカ合衆国・ジョージア・30338・アトランタ・トローブリッジ・ウェイ・5610
- (72)発明者 ライアン・イー・ジョンソン  
アメリカ合衆国・ジョージア・30534・ドーンヴィル・コワート・ロード・5463

審査官 平野 真樹

- (56)参考文献 実開昭63-003101(JP,U)  
実開平05-075630(JP,U)  
特開2002-022555(JP,A)  
特開平11-132866(JP,A)  
特表2006-501881(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01K 1/00-19/00  
H01C 7/02, 7/04  
A61M 16/00