

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4131788号
(P4131788)

(45) 発行日 平成20年8月13日(2008.8.13)

(24) 登録日 平成20年6月6日(2008.6.6)

(51) Int.Cl.	F 1
GO 1 N 27/22	(2006.01)
A 6 1 M 16/16	(2006.01)
GO 1 N 27/02	(2006.01)
GO 1 N 27/04	(2006.01)
GO 1 N	27/22
A 6 1 M	16/16
GO 1 N	27/02
GO 1 N	27/04

請求項の数 4 外国語出願 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2001-321954 (P2001-321954)
(22) 出願日	平成13年10月19日 (2001.10.19)
(65) 公開番号	特開2002-286677 (P2002-286677A)
(43) 公開日	平成14年10月3日 (2002.10.3)
審査請求日	平成16年5月6日 (2004.5.6)
(31) 優先権主張番号	507682
(32) 優先日	平成12年10月20日 (2000.10.20)
(33) 優先権主張国	ニュージーランド (NZ)

(73) 特許権者	504298349 フィッシャー アンド ペイケル ヘルス ケア リミテッド ニュージーランド 1006 オークラン ド イースト タマキ モーリス ペイケ ル プレイス 15 オークランド パン ミュア ピーオーボックス 14348
(74) 代理人	100059959 弁理士 中村 稔
(74) 代理人	100067013 弁理士 大塚 文昭
(74) 代理人	100082005 弁理士 熊倉 穎男
(74) 代理人	100065189 弁理士 宍戸 嘉一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】呼吸用気体絶対湿度センサの出力を補間するシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

呼吸用の気体流の絶対湿度を検知するための絶対湿度検知装置の出力を補間するためのシステムであって、

前記気体流の相対湿度の時間平均を表わす第1の信号を提供する湿度トランスデューサと、

前記湿度トランスデューサに関連または実質的に熱接触し、供給される付勢電力に応じて前記湿度トランスデューサの少なくとも一部分を加熱するようにされた加熱手段と、

前記湿度トランスデューサに関連または実質的に熱接触し、前記湿度トランスデューサの温度を表わす第2の信号を提供する温度検知手段と、

使用中、前記気体の流量を表すように構成され、前記湿度トランスデューサよりも遅い応答時間有する流量センサと、

制御手段とを備え、該制御手段は、

(i) 前記加熱手段に第1の前記付勢電力を供給して前記湿度トランスデューサを動作温度まで加熱し、

(ii) 前記第1の信号と前記第2の信号とを受信し、

(iii) 前記第1の信号及び前記第2の信号に基づいて前記気体流の絶対湿度の時間平均推定値を計算し、

(iv) ある期間の前記絶対湿度の時間平均推定値の第1の数値セットを記憶し、

(v) 前記気体流の流量を検出し、

10

20

- (vi) 前記期間の前記気体の流量の表示の第2の数値セットを記憶し、
 (vii) 前記気体流の絶対湿度値を、前記流量の表示に関連する第2の数値セットと前記絶対湿度の時間平均推定値に関連する第1の数値セットとに基づいて補間し、前記補間された絶対湿度が前記湿度トランസデューサより遅い応答時間を有する、ことを特徴とするシステム。

【請求項2】

前記期間が、前記気体流を用いた呼吸療法を受ける患者の1回の呼吸サイクルである、請求項1に記載のシステム。

【請求項3】

前記期間が、前記患者の呼吸サイクルの吸気段階である、請求項1又は2に記載のシステム。

【請求項4】

呼吸用の気体の絶対湿度センサの出力を補間する方法であって、湿度センサを使用して前記気体の相対湿度の時間平均表示を検知する段階と、前記湿度センサの少なくとも一部分を動作温度まで加熱する段階と、前記相対湿度の時間平均表示及び前記湿度センサの温度に基づいて前記気体流の絶対湿度の時間平均推定値を決定する段階と、ある期間の前記絶対湿度の時間平均推定値の第1の数値セットを記憶する段階と、流量センサを使用して前記気体の流量を検出し前記気体の流量の表示を提供する段階を有し、前記流量センサが、前記湿度センサよりも遅い応答時間を有し、さらに前記期間の前記流量の表示の第2の数値セットを記憶する段階と、前記流量の表示に関連する第2の数値セットと前記絶対湿度の推定値に関連する第1の数値セットに基づいて前記期間の一部の絶対湿度値を補間する段階と、を備え、前記補間された絶対湿度が前記湿度センサより遅い応答時間を有している、ことを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、特に加熱式湿度センサの使用に関するが、患者の補助呼吸のための呼吸加湿器を伴う加熱式湿度センサの使用のみに関するわけではない。

【0002】

【従来の技術】

周辺環境の温度より高い露点をもつ気体内の湿度の測定を可能にする加熱式湿度センサがここで記述されている。かかる気体流に付随する問題点としては、高い相対湿度でのセンサの精度の欠如、及びセンサ上に液体凝縮物が流れる可能性が含まれる。高い露点をもつ気体内での測定のもう1つの欠点は、センサが故障したり又は読み取りを誤る可能性があるという点にある。

【0003】

かかる湿度センサは、例えば、湿度制御された医療用加湿器の一部として使用可能である。こうして患者間の交差汚染を防ぐための殺菌可能性、頑丈さ、小さなサイズといったような設計上の制約がもたらされることになる。

【0004】

人工呼吸器と共に医療用加湿器が使用される場合、気体流及び絶対湿度は、周期的に急速に変化しうる。これらの変化は標準的に湿度センサの応答時間よりも速く起こり、これが周囲の湿度の「時間平均」を与える。このことはすなわち、フローサイクルの吸気部分の間の平均絶対湿度といったようないくつかの主要な湿度パラメータが測定不能である、ということを意味する。

【0005】

米国特許第4,143,177号では、容量性湿度センサならびに、周囲の気体の温度より高い温度で湿度センサの安定した温度制御を可能にするためいかにして湿度センサ内にヒ

10

20

30

40

50

ータ及び温度センサを内蔵できるかについて記述されている。こうして湿度センサは高湿度の気体内での凝縮を回避することができる。ヒータは湿度センサのまわり又は下に作られていて良い。これはまた、温度を測定するためにヒータ要素をいかにして同時に使用できるかについても記述している。すなわち、ヒータ要素及び温度センサは1つの要素の形に組合わされているのである。こうしてセンサの製造はより容易になる。

【0006】

米国特許第5,777,206号はまた、加熱式容量性湿度センサについて記述している。この特許では、湿度センサ温度を気体温度よりも高く制御するため、単一の抵抗器が、ヒータ及び温度センサの両方として使用されている。米国特許第5,777,206号はまた、センサ温度の知識から絶対湿度又は相対湿度を計算することを記述している。さらなる開示としては、センサを通過した気体流量を決定するべく加熱式容量性センサに供給されている熱の量に基づいて気体流量を決定するための方法が含まれている。米国特許第5,777,206号は、センサの加熱及び温度測定を提供するために抵抗器を使用しているものの、米国特許第4,143,177号は、同じ機能を提供するのにP-N半導体ダイオード接合を使用している。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

従って、本発明の目的は、先行技術における前述の欠点を克服する方向に近づくか又は少なくとも有用な選択肢を業界に提供することになる加熱式湿度センサを提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】

本発明の第1の形態によれば、

呼吸用の気体流の絶対湿度を検知するための絶対湿度検知装置の出力を補間するためのシステムであって、

前記気体流の相対湿度の時間平均を表わす第1の信号を提供する湿度トランスデューサと、

前記湿度トランスデューサに関連または実質的に熱接触し、供給される付勢電力に応じて前記湿度トランスデューサの少なくとも一部分を加熱するようになされた加熱手段と、

前記湿度トランスデューサに関連または実質的に熱接触し、前記湿度トランスデューサの温度を表わす第2の信号を提供する温度検知手段と、

使用中、前記気体の流量を表すように構成され、前記湿度トランスデューサよりも遅い応答時間有する流量センサと、

制御手段とを備え、該制御手段は、

(i) 前記加熱手段に第1の前記付勢電力を供給して前記湿度トランスデューサを動作温度まで加熱し、

(ii) 前記第1の信号と前記第2の信号とを受信し、

(iii) 前記第1の信号及び前記第2の信号に基づいて前記気体流の絶対湿度の時間平均推定値を計算し、

(iv) ある期間の前記絶対湿度の時間平均推定値の第1の数値セットを記憶し、

(v) 前記気体流の流量を検出し、

(vi) 前記期間の前記気体の流量の表示の第2の数値セットを記憶し、

(vii) 前記気体流の絶対湿度値を、前記流量の表示に関連する第2の数値セットと前記絶対湿度の時間平均推定値に関連する第1の数値セットとに基づいて補間し、

前記補間された絶対湿度が前記湿度トランスデューサより遅い応答時間有する、

ことを特徴とするシステムが提供される。

【0013】

本発明の第2の態様によれば、

呼吸用の気体の絶対湿度センサの出力を補間する方法であって、

湿度センサを使用して前記気体の相対湿度の時間平均表示を検知する段階と、

10

20

30

40

50

前記湿度センサの少なくとも一部分を動作温度まで加熱する段階と、
前記相対湿度の時間平均表示及び前記温度センサの温度に基づいて前記気体流の絶対湿度の時間平均推定値を決定する段階と、

ある期間の前記絶対湿度の時間平均推定値の第1の数値セットを記憶する段階と、
流量センサを使用して前記気体の流量を検出し前記気体の流量の表示を提供する段階を有し、前記流量センサが、前記湿度センサよりも遅い応答時間を有し、さらに前記期間の前記流量の表示の第2の数値セットを記憶する段階と、
前記流量の表示に関連する第2の数値セットと前記絶対湿度の推定値に関連する第1の数値セットに基づいて前記期間の一部の絶対湿度値を補間する段階と、を備え、
前記補間された絶対湿度が前記湿度センサよりも遅い応答時間を有している、
ことを特徴とする方法、
が提供される。

【0016】

本発明の属する技術分野における当業者には、各請求項に規定されているような本発明の範囲から逸脱することなく、本発明の数多くの構成上の変更及び広く異なる実施形態及び応用が示唆されることだろう。本明細書中の開示及び記述は単に例示を目的としており、いかなる形でも制限的意味をもつものではない。

【0017】

本発明は、前述のものから成り、かつ以下で例が示される構成をも考慮するものである。

【0018】

【発明の実施の形態】

本発明は、以下の目的で設計された湿度センサに関する。

1. 相対湿度が高い可能性がありかつ液体水が存在し得る高露点状態で作動すること。
2. センサの読み取り間違いや故障を検出すること。
3. 強く、頑丈でかつ殺菌可能であること。
4. 流れが周期的に急速に変化しているとき、気体流波形の知識と湿度センサからの読み取りとを数学的に組合わせることにより瞬間的絶対湿度波形の主要パラメータを検出すること。

【0019】

重合体吸収センサは、先行技術において既知のものであり、水 - 蒸気多孔質重合体母材と1組の電気的検知用電極という2つの部分から成る。重合体母材内に吸収される水蒸気量は、重合体母材と密に接触する気体の相対湿度によって決定される。電極は、重合体母材内の水蒸気量に關係づけられた電気的特性の測定を可能にする。通常は、含水量と共に母材の誘電率が変化するので、電極のキャパシタンスが測定される。代替的には、電気抵抗又はインピーダンスを測定することができる。

【0020】

図4に示されるように、本発明は、ヒータ2及び分離した温度センサ3と密な熱接触状態で取付けられ、アセンブリ11を形成する相対湿度センサ1から成る。測定回路4は、湿度センサ1に接続され、相対湿度における出力5を与える。ヒータ2には、調整可能な電源6が接続されている。測定回路7が温度センサ3に接続されて、その出力側に温度信号8を与える。制御システム9は、温度信号8を取り込み、所望の温度でこの温度信号8が一定にとどまるように制御信号10を生成する。このようにして、アセンブリ11の各要素の全てが一定の温度に保たれる。相対湿度センサ1は好ましくは、重合体吸収タイプのものである。好ましくは、検知機構は、電極12を用いて重合体母材13のキャパシタンスを測定するが、これは代替的には、重合体母材の抵抗又はインピーダンス測定を使用することもできる。

【0021】

相対湿度及び温度の両方がわかっている場合、気体の絶対湿度を計算することができる。この計算は周知の物理的原理に基づいている。その作動モードに起因して、重合体センサは、重合体母材13の温度での測定対象気体の相対湿度を測定する。従って、気体の絶対

10

20

30

40

50

湿度は、センサ 1 によって測定された相対湿度及び温度センサ 3 によって測定されたセンサ 1 の温度から計算できる。

【 0 0 2 2 】

重合体母材がヒータ 2 に熱を加えることによって加熱されたならば、測定される相対湿度は減少することになるが、気体の絶対湿度が変化していないことから、計算上の絶対湿度は一定にとどまることになる。センサからはなおも同じ絶対湿度読取り値が得られるが、センサを加熱することに由来するいくつかの利点が存在する。まず第 1 に、センサ上に凝縮物が形成するのを防止することができる。第 2 に、周囲の環境の温度より高い露点をもつ気体の湿度を測定することができる。最後に、センサを高温に保つことにより、大部分のセンサがより精確で線形に測定するような低い相対湿度の領域内でそれを作動させていく。

10

【 0 0 2 3 】

かかるセンサは、あらゆる気体の絶対湿度を測定するために使用可能である。しかしながら、好ましくは、このセンサは、医療用気体を測定するために使用すべきものである。好ましくは、この医療用気体はまた、患者の呼吸回路の中で見い出されるものといったような呼吸のための気体である。患者を流動気体供給源又は人工呼吸器のいずれかに連結するために呼吸回路を使用することができる。

【 0 0 2 4 】

好ましくは、センサは、測定対象気体の温度より高い温度まで加熱されるが、これは任意の所望の温度まで加熱することができる。好ましくは、温度センサ 3 及びヒータ 2 は、アセンブリ 1 1 の一部を成すことにより共に熱的にリンクされた別々の構成要素である。 U S 4, 1 4 3, 1 7 7 及び U S 5, 7 7 7, 2 0 6 は両方共、温度検知及び加熱の機能が単一の構成要素の形で組合わされているシステムを記述している。

20

【 0 0 2 5 】

ヒータをオフ状態にしたままで、検知用アセンブリ 1 1 が液体水を含む環境内にある場合が多くあるであろうから、湿度センサ 1 が耐水性センサであることが不可欠である。かかるセンサは、最近になってやっと入手可能になった。かかるセンサは、液体水との接触からすばやく回復し、このことにより、湿度較正に対し持続的な影響を及ぼすことは全くなくなる。

【 0 0 2 6 】

30

記述したようなセンサは、いくつかの異なる方法で取付けることができる。1つの実施形態においては、図 1 に示されているように、内部の気体 1 4 の湿度を測定するため、管 1 0 9 内の穴 1 8 の中にプローブ 1 1 0 を挿入することができる。1つの代替的配置としては、管内部にセンサを常時取付けることが考えられる。いずれの配置の場合でも、管内で特定の方向に検知用要素を方向づけすることが望ましいであろう。例えば、水平方向に面する検知用要素 1 は、センサアセンブリ 1 1 上の液体水を検知用要素上ではなくむしろプローブから外に流出させることになる。管内にプローブタイプのセンサの明確な場所を与えるために、図 1 に示されているようなキー 1 5 及びキー溝 1 6 を使用することができる。

【 0 0 2 7 】

液体水が湿度プローブ上に流れ出し湿度読取り値に影響を及ぼすことを防止するその他の方法も存在する。例えば、図 3 に示された装置を考慮する。気体供給源 1 0 2 、加湿器 1 0 4 、気体供給源 1 0 2 を加湿器 1 0 4 に連結する導管 1 0 6 、及び加湿器 1 0 4 を患者 1 0 0 に連結する導管 1 0 8 を含む、患者 1 0 0 に対し加湿された気体を送り出すための呼吸システムが示されている。図 3 に示された構成では、加湿器 1 0 4 から空気流を運ぶ導管 1 0 8 は、加湿器 1 0 4 にすぐ隣接する区分 1 0 9 の中で実質的に垂直であることが分かる。本発明の好ましい実施形態においては、湿度センサ 1 1 0 は、この垂直区分 1 0 9 内に位置設定されることになる。この要領で、この垂直区分 1 0 9 内で凝縮しようとしたあらゆる液体は導管 1 0 8 の側面を流下する可能性が高く、そのうちの一部分は次に湿度センサ 1 1 0 上に留まってしまうことになる。このような事態が発生しないようにするため、液体水が検知用アセンブリを避けてそのまわりを流れるよう偏向させるのに、湿度

40

50

センサ 110 の上に位置設定された導管 108 内の突出した唇状部 112 を使用することができる。

【 0028 】

医療環境内では、湿度センサを殺菌できることが重要である。高圧蒸気殺菌といったような従来の方法は、湿度センサに対しては非常に過酷でありうる。好ましくはセンサアセンブリ 11 は、136°で蒸気を用いた高圧蒸気殺菌に耐え得るものでなければならない。その他の一般的なプローブ殺菌方法は殺菌剤の中にプローブを浸漬させることである。好ましくはセンサアセンブリ 11 は、この処理に耐え得るものでなければならない。

【 0029 】

加熱式湿度センサを殺菌するもう 1 つの方法は、それを一般病原体（細菌又はウイルス）の低温殺菌温度より高い温度まで加熱することにある。最も強い細菌であるレジオネラ属は 60° の温度で殺菌できる。好ましくは、センサの温度は、一般病原体を殺菌するのに充分高いものである。代替的には、センサの温度は、病原体を殺菌するためオン切替え時点で高い温度まで上昇させられる。代替的には、センサは、病原体を殺菌するため高い温度まで周期的に加熱される。

【 0030 】

さほど望ましくないが、検知用アセンブリ 11 によってひき起こされる患者間の交差汚染を防止するもう 1 つの方法は、蒸気は通すが病原体は通さない膜の中にそれを封じ込めることがある。湿度センサプローブのためには、半透膜は、プローブ全体にフィットしプローブに付着するキャップであって良く、そうでなければ代替的にそれを、湿度プローブがはめ込まれる管内の穴に付着させることもできる。

【 0031 】

交差汚染の可能性を低減させるさらなる方法は、殺菌性プラスチックからセンサアセンブリを作ることにある。

【 0032 】

湿度制御システムの一部として湿度センサが使用される場合、湿度センサが正しく機能しているか否かを検出できることが重要である。絶対湿度のレベルが過度になるとその結果患者が火傷を負う可能性があり、又このレベルが不適切であると身体組織の乾燥がひき起こされる可能性があることから、このことは、医療用加湿器を制御するのに湿度センサが使用される場合に特に重要である。

【 0033 】

記述された検知用アセンブリが正しくない読み取り値を示しているか否かを検出する方法がいくつか存在する。1つの方法は、アセンブリ 11 の温度を降下させるべくヒータ 2 に対して供給されている電力を除去又は減少させることにある。相対湿度が 100% に達した時点で、気体の露点温度にすでに達しているはずであり、これは湿度センサ 3 を用いて測定できる。この露点に対応する絶対湿度が、正常な作動においてセンサが測定した絶対湿度と実質的に異なっている場合には、センサは故障している。

【 0034 】

水がセンサ 1 の表面を覆った場合、センサは相対湿度 100% を読み取ることになる。相対湿度 100% が測定された場合、ヒータ 2 に対し供給される加熱量は、アセンブリ 11 の温度が上昇するように増大され得る。センサが充分高温まで加熱された後も相対湿度 100% の読み取り値がとどまっている場合には、センサが故障している（又は水で覆われている）と判断することができる。

【 0035 】

センサが故障していることがわかった場合には、ヒータ 2 に対する電力を中断することができ、気体の露点の推定値を得るのに、湿度センサ 3 を使用することができる。これは、相対湿度 100% を仮定して絶対湿度の数字へと変換できる。真の絶対湿度は、推定された絶対湿度以下でしかないため、この方法は、患者の火傷を防止するための湿度制御の上限を提供する。

【 0036 】

10

20

30

40

50

医療用加湿器が人工呼吸器と共に使用される場合、気体 1 4 の流量及び絶対湿度は、周期的に急速に変化しうる。これらの変化は標準的に、湿度センサ 1 の応答時間よりも早く起こり、これが周囲の湿度の「時間平均」を与える。しかしこれらの状況下では、フローサイクルの吸気部分の間の平均湿度又は湿度のピークレベルといったようないくつかのパラメータを知ることが往々にして望まれる。

【0037】

流量に関するいくつかのパラメータがわかっている場合には、瞬間的流量測定値又はその他のフローパラメータの知識のいずれかを通して、この知識を湿度センサからの読み取り値と数学的に組合わせることが可能である。こうしてフローサイクルの吸気部分の間の平均絶対湿度といったようないくつかの主要な湿度パラメータの推定が可能となる。必要とされるアルゴリズムは、必要とされるパラメータの値を推定するのに 1 つの等式を使用することもできるし、或いは又参照用テーブルを使用することもできる。

10

【0038】

流量は、流量センサを用いて、例えば加熱された本体からの熱損失を測定することによって、直接測定できる。記述されているような加熱式湿度センサは、このような加熱された本体であり、センサアセンブリを特定の温度に保つために必要とされる電力量は、気体流量の標示を与えることになる。代替的には、別の流量センサを使用することができ、又この情報を、人工呼吸器から電子的に得ることもできる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】使用中の本発明の好ましい実施形態に従った導管の切り取り内部図である。

20

【図 2】本発明の好ましい実施形態に従った湿度センサの詳細側面図である。

【図 3】本発明の好ましい実施形態に従った患者に対し加湿された気体を送り出すためのシステムのダイアグラムである。

【図 4】本発明の好ましい実施形態に従った制御システムのブロック図である。

【符号の説明】

1 … 相対湿度センサ

2 … ヒータ（加熱器）

3 … 温度センサ

4, 7 … 測定回路

6 … 電源

30

9 … 制御システム

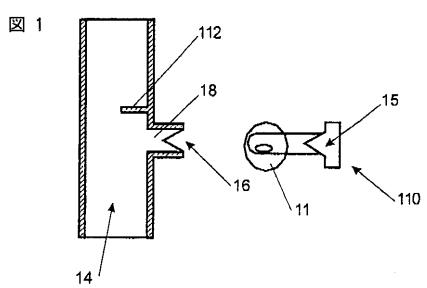
1 1 … 検知用アセンブリ

1 2 … 電極

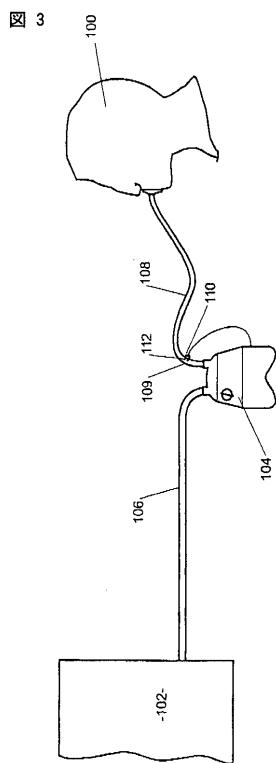
1 3 … 重合体母材

1 4 … 内部の気体

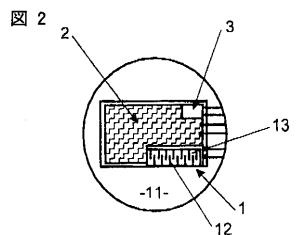
【図1】



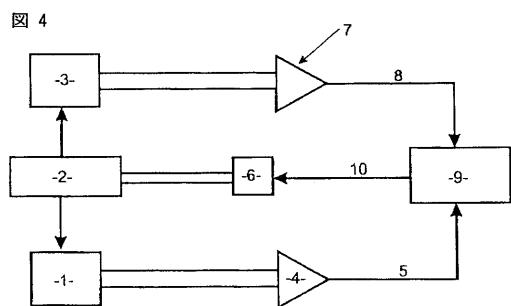
【図3】



【図2】



【図4】



フロントページの続き

(74)代理人 100074228
弁理士 今城 俊夫
(74)代理人 100084009
弁理士 小川 信夫
(74)代理人 100082821
弁理士 村社 厚夫
(74)代理人 100086771
弁理士 西島 孝喜
(74)代理人 100084663
弁理士 箱田 篤
(72)発明者 ポール ジョン シーキンス
ニュージーランド国, オークランド, パクランガ, リーブス ロード 147
(72)発明者 マルコルム デイビッド スミス
ニュージーランド国, オークランド, エプソム, ファーンレイ アベニュー 29
(72)発明者 カウマリ ブラサンギカ アペイシンエ
ニュージーランド国, オークランド, グリーン ベイ, ゴルフ ロード 67

審査官 田中 洋介

(56)参考文献 特開平09-234247 (JP, A)
特開平04-015554 (JP, A)
特開平07-103927 (JP, A)
特開平04-291141 (JP, A)
特開昭58-105046 (JP, A)
特開平09-276407 (JP, A)
特開平10-057493 (JP, A)
特開2000-266714 (JP, A)
実公平01-024624 (JP, Y2)
特表2001-508534 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01N 27/00-27/24

A61M 16/00-16/22