

(19)日本国特許庁 ( J P )

(12) 公表特許公報 ( A ) (11)特許出願公表番号

特表2003 - 505180

(P2003 - 505180A)

(43)公表日 平成15年2月12日(2003.2.12)

(51) Int. Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコード ( 参考 )
A 6 1 B 5/08		A 6 1 B 5/08	2 G 0 4 5
G 0 1 N 33/497		G 0 1 N 33/497	A 4 C 0 3 8

審査請求 未請求 予備審査請求 ( 全 80数 )

(21)出願番号 特願2001 - 513296(P2001 - 513296)

(86)(22)出願日 平成12年8月2日(2000.8.2)

(85)翻訳文提出日 平成14年2月4日(2002.2.4)

(86)国際出願番号 PCT/US00/21199

(87)国際公開番号 W001/008554

(87)国際公開日 平成13年2月8日(2001.2.8)

(31)優先権主張番号 60/146,898

(32)優先日 平成11年8月2日(1999.8.2)

(33)優先権主張国 米国(US)

(31)優先権主張番号 60/155,035

(32)優先日 平成11年9月20日(1999.9.20)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 ヘルセテック インコーポレイテッド  
アメリカ合衆国 コロラド州 80401 ゴールデン パーク ポイント ドライブ 43  
3 スウィート 120

(72)発明者 モールト ジェイムズ アール  
アメリカ合衆国 コロラド州 80439 エヴァグリーン ブラックコム コート 1580

(72)発明者 パース エドウィン エム ジュニア  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94107 サン フランシスコ マリボサ ストリート 2024

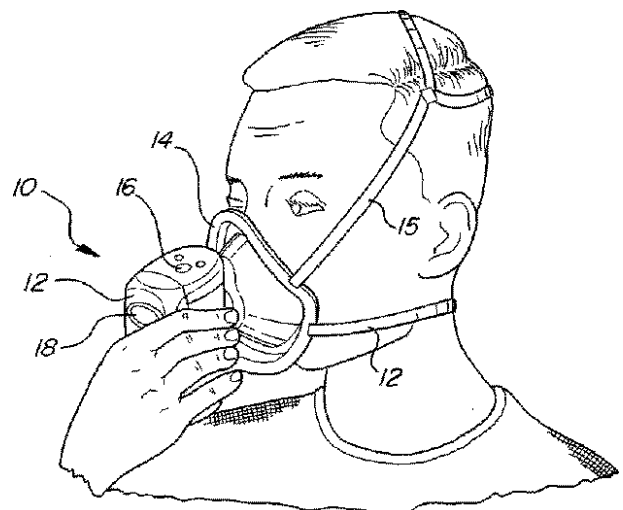
(74)代理人 弁理士 中村 稔 ( 外 9 名 )

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 呼吸ガス分析を用いる代謝熱量計

(57)【要約】

被験者の代謝速度を測定するための間接的熱量計が提供される。これは、被験者に接触して支持されるように構成された、患者が呼吸するときに吸気および呼気を通す呼吸熱量計 ( 10 ) を含む。流路 ( 22 ) は、吸気ガスおよび呼気ガスを受取って通過させるように動作し、呼吸コネクタ ( 20 ) に流体連通した第一の端部、並びに呼吸ガスの供給源およびシンクに流体連通した第二の端部を有する。当該流量計は、流路を通過する吸気および呼気の瞬間的な体積流量の関数としての電気信号を発生する。成分ガス濃度センサ ( 84 ) は、呼気が流路を通過するときに、呼気中における予め定められた成分ガスの瞬間的割合としての電気信号を発生する。被験者が熱量計 ( 10 ) を通して呼吸するときに、計算ユニット ( 96 ) は、流量計および成分ガス濃度センサ ( 84 ) から電気信号を受取り、少なくとも一つの呼吸パラメータを計算する。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 被験者の代謝速度を測定するための間接的熱量計であって：

前記被験者が呼吸するときに吸気ガスおよび呼気ガスを通すように、前記被験者に接触して支持されるように構成された呼吸コネクタと；

吸気ガスおよび呼気ガスを受取って通過させるように働く流路であって、前記呼吸コネクタに流体連通した第一の端部、並びに呼吸ガスの供給源およびシンクに流体連通した第二の端部を有し、前記流路は吸気および呼気が通過する流れチューブ、並びに該流れチューブと前記第一の端部との間に配置されたチャンバを含み、該チャンバは前記流れチューブの一端を取囲む同心円チャンバである流路と；

前記流路を通過する吸気および呼気の瞬間的な体積流量の関数としての電気信号を生成するように構成された流量計と；

呼気が前記流路を通過するときに、呼気の中の予め定められた成分ガスの瞬間的割合としての電気信号を生成するように動作可能な、成分ガス濃度センサと；

前記流量計および前記濃度センサから前記電気信号を受信するように動作可能で、且つ前記被験者が前記熱量計を通して呼吸するときに、前記被験者についての少なくとも一つの呼吸パラメータを計算するように動作する計算ユニットと、を備えている間接的熱量計。

【請求項2】 請求項1に記載の熱量計であって、前記流路は更に、前記流れチューブを取囲む外側ハウジングを含み、また前記同心円状チャンバは前記流れチューブと前記外側ハウジングとの間に形成される熱量計。

【請求項3】 請求項2に記載の熱量計であって、前記流路の第一の端部は、前記外側ハウジングから延びて前記同心円状チャンバと流体連通している熱量計。

【請求項4】 請求項3に記載の熱量計であって、前記入口導管は、一般に前記流れチューブと直交して延びている熱量計。

【請求項5】 被験者の代謝速度を測定するための間接的熱量計であって：

前記被験者が呼吸するときに吸気ガスおよび呼気ガスを通すように、前記被験者に接触して支持されるように構成された呼吸コネクタと；

吸気ガスおよび呼気ガスを受取って通過させるように働く流路であって、前記呼吸コネクタに流体連通した第一の端部、呼吸ガスの供給源およびシンクに流体連通した第二の端部、並びにこれら端部の間に配置された流れチューブを有し、前記流路の第一の端部は前記流れチューブに直行して延びる入口導管を含む流路と；

前記流路を通過する吸気および呼気の瞬間的な体積流量の関数としての電気信号を生成するように構成された流量計と；

呼気が前記流路を通過するとき、呼気の中の予め定められた成分ガスの瞬間的割合としての電気信号を生成するように動作可能な、成分ガス濃度センサと；

前記流量計および前記濃度センサから前記電気信号を受信するように動作可能で、且つ前記被験者が前記熱量計を通して呼吸するとき、前記被験者についての少なくとも一つの呼吸パラメータを計算するように動作する計算ユニットと、を備えている間接的熱量計。

【請求項6】 請求項5に記載の熱量計であって、前記流量計は前記流れチューブ内の体積流量を測定する熱量計。

【請求項7】 請求項5に記載の熱量計であって、前記流量計は二つの離間した超音波変換器を有する超音波流量計を含む熱量計。

【請求項8】 請求項5に記載の熱量計であって、前記流路は更に、前記流れチューブを取囲む外側ハウジング、および前記流れチューブと前記外側ハウジングとの間に形成された同心円状チャンバを含み、前記同心円状チャンバは前記流れチューブと流体連通しており、前記入口導管は前記外側ハウジングから延びて前記同心円状チャンバと流体連通している熱量計。

【請求項9】 被験者の代謝速度を測定するための間接的熱量計であって：

前記被験者が呼吸するとき吸気ガスおよび呼気ガスを通すように、前記被験者に接触して支持されるように構成された呼吸コネクタと；

吸気ガスおよび呼気ガスを受取って通過させるように働く流路であって、前記呼吸コネクタに流体連通した第一の端部、並びに呼吸ガスの供給源およびシンクに流体連通した第二の端部を有し、前記ガスが通過する細長い流れチューブを含む流路と；

前記流路を通過する吸気および呼気の瞬間的な体積流量の関数としての電気信号を生成するように構成された超音波流量計であって、夫々が前記細長い流れチューブと整列した一对の離間した超音波変換器を含み、これら変換器の間で送信される超音波パルスは、前記流れチューブ内の流体の流れに対して一般に平行な経路を進むようになっている超音波流量計と；

呼気ガスが前記流路を通過するときに、呼気の中の予め定められた成分ガスの瞬間的割合としての電気信号を生成するように動作可能な、成分ガス濃度センサと；

前記流量計および前記濃度センサから前記電気信号を受信するように動作可能で、且つ前記被験者が前記熱量計を通して呼吸するときに、前記被験者についての少なくとも一つの呼吸パラメータを計算するように動作する計算ユニットと、を備えている間接的熱量計。

【請求項10】 請求項9に記載の熱量計であって、前記流路は更に前記流れチューブを取囲む外側ハウジング、および前記流れチューブと前記外側ハウジングとの間に形成された同心円状チャンバを含み、該同心円状チャンバは、前記流路の第一の端部および前記流れチューブと流体連通している熱量計。

【請求項11】 請求項10に記載の熱量計であって、前記流路の第一の端部は、前記外側ハウジングから延びて前記同心円状チャンバと流体連通している入口導管を含む熱量計。

【請求項12】 請求項11に記載の熱量計であって、前記入口導管は、前記流れチューブに略直交して延びる熱量計。

【請求項13】 被験者の代謝速度を測定するための間接的熱量計であって；

使い捨て部分、および該使い捨て部分を収容するために形成された凹部を備えたハウジングを含む再使用可能部分を具備し、

前記使い捨て部分は、

前記被験者が呼吸するときに吸気ガスおよび呼気ガスを通すように、前記被験者に接触して支持されるように構成された呼吸コネクタと；

吸気ガスおよび呼気ガスを受取って通過させるように働く流路であって、前記

呼吸コネクタに流体連通した第一の端部、並びに呼吸ガスの供給源およびシンクに流体連通した第二の端部をする流路とを含み；

前記再使用可能部分は更に、

前記流路を通過する吸気および呼気の瞬間的な体積流量の関数としての電気信号を生成するように構成された流量計と；

呼気ガスが前記流路を通過するときに、呼気の中の予め定められた成分ガスの瞬間的割合としての電気信号を生成するように動作可能な、成分ガス濃度センサと；

前記流量計および前記濃度センサから前記電気信号を受信するように動作可能で、且つ前記被験者が前記熱量計を通して呼吸するときに、前記被験者についての少なくとも一つの呼吸パラメータを計算するように動作する計算ユニットとを含む間接的熱量計。

【請求項14】 請求項13に記載の熱量計であって、前記流路は前記ガスがその中を流れる細長い流れチューブを含み、前記使い捨て部分は前記流れチューブに直交する向きで前記凹部の中に収容される熱量計。

【請求項15】 被験者の代謝速度を測定するための間接的熱量計であって：

前記被験者が呼吸するときに吸気ガスおよび呼気ガスを通すように、前記被験者に接触して支持されるように構成された呼吸コネクタと；

吸気ガスおよび呼気ガスを受取って通過させるように働く流路であって、前記呼吸コネクタに流体連通した第一の端部、並びに呼吸ガスの供給源およびシンクに流体連通した第二の端部を有し、前記流路は吸気および呼気が通過する流れチューブ、並びに該流れチューブと前記第二の端部との間に配置された出口通路を含む流路と；

前記流路を通過する吸気および呼気の瞬間的な体積流量の関数としての電気信号を生成するように構成された流量計と；

呼気ガスが前記流路を通過するときに、呼気の中の予め定められた成分ガスの瞬間的割合としての電気信号を生成するように動作可能であり、前記出口通路と流体連通している成分ガス濃度センサと；

前記流量計および前記濃度センサから前記電気信号を受信するように動作可能で、且つ前記被験者が前記熱量計を通して呼吸するとき、前記被験者についての少なくとも一つの呼吸パラメータを計算するように動作する計算ユニットと、を備えている間接的熱量計。

【請求項16】 被験者の代謝速度を測定するための間接的熱量計であって：

前記被験者が呼吸するとき吸気ガスおよび呼気ガスを通すように、前記被験者に接触して支持されるように構成された呼吸コネクタであって、実質的に全ての吸気ガスおよび呼気ガスが通過するように配置された衛生バリアを含み、該バリアは、前記吸気ガスおよび呼気ガスを通過させ且つ該呼気中の少なくとも幾らかの病原体をブロックする呼吸コネクタと；

吸気ガスおよび呼気ガスを受取って通過させるように働く流路であって、前記呼吸コネクタに流体連通した第一の端部、並びに呼吸ガスの供給源およびシンクに流体連通した第二の端部を有する流路と；

前記流路を通過する吸気および呼気の瞬間的な体積流量の関数としての電気信号を生成するように構成された流量計と；

呼気ガスが前記流路を通過するとき、呼気の中の予め定められた成分ガスの瞬間的割合としての電気信号を発生するように動作可能な成分ガス濃度センサと；

前記流量計および前記濃度センサから前記電気信号を受信するように動作可能で、且つ前記被験者が前記熱量計を通して呼吸するとき、前記被験者についての少なくとも一つの呼吸パラメータを計算するように動作する計算ユニットと、を備えている間接的熱量計。

【請求項17】 請求項16に記載の熱量計であって、前記呼吸コネクタはマスクを含み、該マスクの中に前記衛生バリアが配置されている熱量計。

【請求項18】 請求項17に記載の熱量計であって、前記衛生バリアはフィルター材料片を含む熱量計。

【請求項19】 請求項16に記載の熱量計であって、前記衛生バリアは、入口および出口、並びにそれらの間に配置された衛生バリア材料片を有するハウ

ジングを含む熱量計。

【請求項20】 請求項19に記載の熱量計であって、前記衛生バリアはフィルター材料片を含む熱量計。

【請求項21】 被験者の代謝速度を測定するための間接的熱量計であって：

前記被験者が呼吸するとき吸気ガスおよび呼気ガスを通すように、前記被験者に接触して支持されるように構成された呼吸コネクタ；および

吸気ガスおよび呼気ガスを受取って通過させるように働く流路であって、前記呼吸コネクタに流体連通した第一の端部、並びに呼吸ガスの供給源およびシンクに流体連通した第二の端部とする流路

を含む使い捨て部分と；

前記使い捨て部分を収容するために形成された凹部を備えたハウジングを含む再使用可能部分と；

前記流路を通過する吸気および呼気の瞬間的な体積流量の関数としての電気信号を生成するように構成された流量計であって、前記使い捨て部分における前記流路に配置された一对の離間した超音波変換器を含む超音波流量計からなる流量計と；

呼気ガスが前記流路を通過するとき、呼気の中の予め定められた成分ガスの瞬間的割合としての電気信号を生成するように動作可能な、成分ガス濃度センサと；

前記再使用可能部分に配置された計算ユニットであって、前記流量計および前記濃度センサから前記電気信号を受信するように動作可能で、且つ前記被験者が前記熱量計を通して呼吸するとき、前記被験者についての少なくとも一つの呼吸パラメータを計算するように動作する計算ユニットと、を備えている間接的熱量計。

【請求項22】 当該装置を通る流体の流れを測定するための流量測定装置であって：

第一の端部および第二の端部を有する細長い流れチューブと；

前記流れチューブの第一の端部を取り囲み、かつ前記第一の端部と流体連通し

た同心円状混合チャンバと；

前記同心円状混合チャンバと流体連通し他入口導管であって、それによって前記流体が該入口導管を通過して前記同心円状チャンバの中に流れ、次いで前記流れチューブを通過して前記流れチューブの第一の端部に流れて、該第二の端部を出るような入口導管と；

前記流れチューブを通る体積流量を測定するように構成された流量計と、を備えている流量測定装置。

【請求項23】 請求項22に記載の流量計であって、前記入口導管は前記細長い流れチューブに直交して延びる流量計。

**【発明の詳細な説明】****【0001】****(技術分野)**

本発明は、間接的熱量分析によって、代謝および関連の呼吸パラメータを測定するための呼吸器具に関する

**(背景技術)**

全て本発明の共同発明者であるMaultに付与された、合衆国特許第4,917,108号、第5,038,792号、第5,178,155号、第5,179,958号、および第5,836,300号は、本明細書の一部として本願に援用される。これらの特許は、間接的熱量計を通して、代謝および関連の呼吸パラメータを測定するためのシステムを開示している。これらの器具は、一般に、器具を通してユーザーの吸気および呼気の両方を通過させる流量計を用い、得られた瞬間的な流量信号を積算して、合計の総容積流量を決定する。一つの態様において、ユーザーが吐出したガスは、流量計に通される前に二酸化炭素スクラバーを通されるので、吸気容積と呼気容積の間の差は、実質的に肺によって消費された酸素の測定値である。もう一つの態様では、吐出容積をキャップノメータ (capnometer) に通し、その信号を呼気流量と共に積算することによって、ユーザーが吐出した二酸化炭素の濃度が測定される。次いで、吸気容積と呼気容積との差から、吐出された二酸化炭素容積を減じたものとして、酸素消費を計算することができる。

**【0002】**

これら一定のシステムと共に使用されるスクラバーは比較的嵩高く、また長期間使用した後には補充が必要であった。二酸化炭素濃度の測定における如何なるエラーも、結果として得られる呼気酸素濃度の決定にかなり高いエラーを生じるので、二酸化炭素濃度を測定するために、当該器具と共に使用されるキャップノメータは高度に精密でなければならず、従って高価である。

**【0003】**

間接的な熱量および心拍出量をモニターするための追加のアプローチは、Maultの同時係属出願第09/008,435号、09/191,782号、PCT/US99/17553号、PCT/US99/27297号、PCT/US00/12745号に開示されており、これらは本明細書の一部として

本願に援用される。

【0004】

(発明の開示)

本発明は、被験者の代謝速度を測定するための間接的熱量計を提供する。該熱量計は、被験者に接触して支持されて、被験者が呼吸するとき吸気ガスおよび呼気ガスを通すように構成された呼吸コネクタを含んでいる。流路は、吸気ガスおよび呼気ガスを受取って通過させるように働く。該流路の第一の端部は呼吸コネクタと連通し、また第二の端部は呼吸ガスの供給源およびシンクと連通しており、この呼吸ガスは大気、人工呼吸機、または他のガス混合物供給源であることができる。流量計は、前記流路を通過する吸気ガスおよび呼気ガスの瞬間的容積流量の関数としての、電気信号を生成する。成分ガス濃度センサは、ガスが流路を通過するとき、吸気ガスおよび/または呼気ガスにおける予め定められた成分ガスの瞬間的比率の関数としての電気信号を生成する。計算ユニットは、被験者が当該熱量計を通して呼吸するとき、前記流量計および成分ガス濃度センサからの電気信号を受信し、該被験者について少なくとも一つの呼吸パラメータを計算する。

【0005】

幾つかの実施例において、前記流路は、吸気ガスおよび呼気ガスが通過する流れチューブと、前記流路の第一の端部と前記流れチューブとの間に配置されたチャンバとを含んでいる。該チャンバは、前記流れチューブの一方の端部を取囲んで、同心円状のチャンバを形成している。

【0006】

他の実施例において、前記流れチューブは前記流路の一部を形成しており、前記流路の二つの端部の間に配置される。前記流路の第一の端部は、前記流れチューブに直交して延びる入口導管の形態を取る。

【0007】

幾つかの実施例において、前記流路は、吸気ガスおよび呼気ガスが通過する一つの細長い流れチューブを含んでいる。全理流量計は超音波流量計であり、二つの離間した超音波変換器を含んでいる。これら各変換器は細長い流れチューブに

対して整列しており、一般に、変換器の間で送信される超音波パルスが、該流れチューブ内の流体の流れに平行な経路で進行するようになっている。

#### 【0008】

以下の説明および添付の図面には、本発明の更に別の実施例も開示される。

本発明の他の利点および適用は、添付の図面を参照して以下で述べる、本発明の好ましい実施例の詳細な説明から明かになるであろう。

#### 【0009】

(発明の詳細な説明)

<熱量計の基本的構成>

図1および図2を参照すると、本発明による呼吸熱量計が一般に10で示されている。該熱量計10は、本体12、および本体12から延びるマスク14のような呼吸コネクタを含んでいる。使用の際、本体12はユーザーの手で把持され、また図1に最も良く示されているように、マスク14は、口および鼻を取囲むようにユーザーの顔面に接触させられる。図1には、任意の一对のストラップ15が示されている。このストラップは、熱量計10の本体12を手で保持するための別の手段を提供する。その代わりに、該ストラップは、マスクおよび熱量計をユーザーの顔面に接触させて支持することができる。

#### 【0010】

マスク14を顔面に接触させた状態で、ユーザーは、熱量計10を通して一定時間だけ普通に呼吸する。熱量計10は種々のファクターを測定し、酸素消費および代謝速度のような一以上の呼吸パラメータを計算する。電源ボタン16が熱量計10の頂面側に配置されており、ユーザーが熱量計の機能を制御することを可能にしている。別のライトが電源ボタン16の下に配置され、電源ボタン16は光パイプとして作用するので、ライトがオンされると該ボタンは照明される。このライトは、好ましくは試験の前後および最中に、熱量計の状態を指示するために使用される。マスク14とは反対側の熱量計本体12上にあるレンズ18の背後に、表示画面が配置される。試験結果は、試験後に該画面に表示される。

#### 【0011】

次に、図8を参照すると、別の呼吸熱量計、および図1のマスク14ではなくマ

ウスピース20を備えた熱量計が示されている。マウスピース20は、好ましくはユーザーの口に挿入され、これを通して呼吸が通過するような大きさおよび形状である。このマウスピースは、シリコンを含む種々の材料で作製すればよい。ユーザーの好みに応じて、本発明による熱量計は、マスクまたはマウスピースの何れかと共に使用すればよい。マウスピース20は、髭 (facial hair) のあるユーザーのような一定のユーザーのために必要とされる可能性がある。正確な結果を得るためには、ユーザーの吸気および呼気の実質的に全部が熱量計を通過することが必要である。従って、マウスピース20を呼吸コネクタとして使用するときは、図示しないノーズクリップを使用して、ユーザーの鼻孔を閉じるのが好ましい。

#### 【0012】

図8に最も良く示されるように、熱量計の本体12は、好ましくは使い捨ての流れチューブ部分22および再使用可能な主要部分24を含んでいる。マウスピース20のような呼吸コネクタは、使い捨ての流れチューブ部分22の側に接続される。使用に際し、各ユーザーには適切な呼吸コネクタ14または20と共に、新鮮な使い捨て部分22が与えられる。再使用可能な主要部分は複数のユーザーで使用してもよい。この再使用可能な主要部分24は、使い捨て部分22を収容するように、一方の側部に形成された凹部26を有する。

#### 【0013】

##### < 基本的な機械的構成 >

次に、図3および4を参照して、熱量計10の機械的構成を更に詳細に説明する。図3は、使い捨て部分22が主要部分24の凹部26から取外された状態で、熱量計の全ての部品を分解形態で示している。図4は、使い捨て部分22を主要部分24の中に合体させて、組立てた状態で示す熱量計の縦断面図である。しかし、熱量計は他の位置でも記載できるから、これらの向きでの記載は単に便宜的に使用したに過ぎず、任意である。

#### 【0014】

熱量計10の使い捨て部分22は、一般に縦方向に細長く、使い捨て部分22が凹部26の中に収容されるときに露出されたままの、一般に縦方向の外向き面28を有す

ると言える。好ましい実施例において、この外向き面は、約75 mmの高さおよび約28 mmの幅を有する。入口導管30は、この外向き面28から外側に垂直に延びている。好ましい実施例において、導管30は外向き面28から約2 mm延びており、約19 mmの内径を有している。図4に最も良く示されているように、入口導管30の外側端部に隣接して放射状の取り付けフランジ32が設けられており、マスクのような呼吸コネクタの取付けを提供する。呼吸コネクタは、好ましくは超音波溶接によって、取り付けフランジ32にしっかりと取り付けられ、シールされる。

#### 【0015】

使い捨て部分22は概略的には外部シェル34からなり、該シェル内には、一般に垂直な側壁および垂直の流れチューブ36が備えられている。流れチューブ36は、好ましくは、開いた上端および下端を備えた円筒形である。好ましい実施例において、この流れチューブは約63 mmの長さ、および約12 mmの内径を有している。定義の目的で、流れチューブ36は該チューブ36の内側に内表面38を有し、また該チューブ36の外側に外表面40を有することができる。同様に、外側シェル34は、該シェル内側の内表面42および該シェル外側の外表面44を有することができる。図4に示すように、流れチューブ36の外表面40は外側シェル34の内表面42から離間されており、使い捨て部分22におけるこれら二つの部品の間には、同心円状の隙間が形成される。この隙間の幅は、該チューブの回りの異なる位置において幾分異なる。しかし、この隙間の幅は、流れチューブ36の頂部では一般に少なくとも5 mmであり、該チューブ36の外表面40およびシェル34の内表面は、モールドの目的で、隙間が下方に延びるに伴って相互に僅かに先細りしている。

#### 【0016】

流れチューブ36および外側シェル34は、外側シェル34の内表面42と流れチューブ36の外表面40との間に延びる環状フランジによって、相互に接続される。環状フランジ46は、流れチューブ36および外側シェルを結合しており、また流れチューブの頂部よりも底部の方に近接して配置される。好ましい実施例において、該フランジ46はチューブ36の頂部から約43 mmに位置する。フランジ46の上方で、且つ流れチューブ36の外表面と外側シェル34の内表面との間に、同心円状チャン

バー48が形成されるように、フランジ46は、流れチューブ36の外表面を外側シェル34の内表面に完全にシールしている。

【0017】

図4に最も良く示されるように、入口導管30は、フランジ46の上方で外側シェル34の外側面28と交差し、且つその中に侵入しているので、該導管は同心円状チャンバー48と流体連通している。好ましい実施例において、入口導管30の中心は、外側面の頂部から約25 mmである。

【0018】

図3を再度参照すると、外側シェル34の上端は、側方に突出した一般に水平な一対の係合レール50を有している。熱量計の再使用可能部分24の凹部26は、対応する一対の係合スロット52（その一方のみが図示されている）を有している。使い捨て部分22が再使用可能部分24の凹部26にドッキングされるとき、係合レール50は係合スロット52の中に摺動されて、使い捨て部分および熱量計10の残部を安定に固定する。バネ54は係合スロット52の一部を形成し、係合レール50の下面で上方に押し上げる。当業者には明らかなように、使い捨て部分は種々の材料で作成すればよい。好ましい実施例において、使い捨て部分はABSプラスチック製である。

【0019】

本発明の一実施例によれば、使い捨て部分22および再使用可能部分24は、特別に設計された純正の使い捨て部分のみが再使用可能部分と協働するように設計される。これを達成するための種々のアプローチが、当業者に明かであろう。例えば、使い捨て部分は、再使用可能な主要部分によって認識されるチップまたは磁性チップのような、純正装置を含むことができる。好ましくは、当該熱量計は、純正の使い捨て部分が再使用可能部分にドッキングされたときにのみ動作する。また、主要部分は、誤ってまたは不完全にドッキングされた使い捨て部分についての試験を行わなくてもよいように、正しい使い捨て部分が完全にドッキングされたことを物理的に「認識」する或る種のインターロックを含んでいてもよい。或いは、再使用可能な部分が、各使い捨て部分に付随した或る種の同定コードを認識、記録および/または送信してもよい。これは正確な記録保持を可能にする

。また、特定のユーザーに特定のコードを付与して、再使用可能部分が特定のユーザーを認識することを可能にしてもよい。

#### 【0020】

次に、図3および図4を参照すると、再使用可能な主要部分34における凹部26の上端は、上部壁56によって決定される。使い捨て部分22における外側シェル34の上縁部は、この上部壁56に嵌合されて、バネ54により正しい位置に保持される。底部柵58は、一般に凹部26の下端を定める。使い捨て部分22における外側シェル28の下端は、この底部柵58に対して嵌合する。従って、凹部26の上部壁56は、使い捨て部分22が再使用可能部分とドッキングされるときに、使い捨て部分の外側シェル34の上端をシールする。或いは、外側シェル28の上縁または上部壁56に、シールを設けてシール性能を改善してもよい。好ましくは、使い捨て部分22の側部もまた、凹部26の側部にピッタリ嵌め込まれる。使い捨て部分22を再使用可能部分にドッキングするときには、使い捨て部分を通過する呼吸ガスが、使い捨て部分22と熱量計10の残部との間の連結部分を通して、殆どまたは全く漏出しないのが好ましい。

#### 【0021】

凹部22の底部は、底部柵58によって部分的にのみ定められる。柵58の後方には、柵58の後縁部と凹部26の背面壁62との間に、出口流路60が形成される。

#### 【0022】

流れチューブ36は、使い捨て部分22の外側シェル34のように、上方にも下方にも延びていない。使い捨て部分22が再使用可能部分にドッキングされるとき、流れチューブ36の上端は外側ハウジングの上端に達しないで停止し、また凹部26の上部壁56に達せずに停止する。好ましい実施例では、流れチューブの上端と上部壁56との間に約6 mmの隙間が残される。従って、使い捨て部分22が再使用可能部分24にドッキングされると、流れチューブ36の内部は同心円状チャンバー48と流体連通する。流れチューブ36の底部端もまた、凹部26の底部柵58に達しないで停止する。好ましい実施例では、流れチューブと柵58との間に約6 mmの隙間が残される。従って、流れチューブ36の底部端は柵58によってブロックされず、流れチューブ36の内部は柵58の後方にある出口流路60と流体連通する。

## 【0023】

図3および図4を参照すると、熱量計10の再使用可能な主要部分24は、複数片で構築された外側ハウジング64を有している。半円筒形の主ハウジング部材66は、再使用可能部分の側壁および凹部26を定める。頂部キャップ68は、主ハウジング部材66の頂部を閉鎖し、電源ボタン16を収容する。通気されるボタンキャップ70は、主ハウジング部材66の底部を閉鎖する。このボタンキャップ70は、ハウジング内の出口流路60と流体連通した開放グリル72を含んでいる。従って、呼吸ガスおよび大気は、グリル72を通過して流れることにより、熱量計10の外の領域と熱量計の内部領域との間で流れることができる。正面キャップ74は、主ハウジング部材66の正面を閉鎖する。ここでの正面は、マスクとは反対側を向いた熱量計の側面として定義される。正面キャップ74はレンズ19を収容しており、また該レンズ19の背後にある表示画面18を見ることを可能にするために、その中に形成された楕円形の開口部76を有している。図示のように、主ハウジング部材66、頂部キャップ68、底部キャップおよび正面キャップ74は、種々のファスナーを使用して結合される。或いは、それらは一緒にスナップ嵌合されるように設計することができ、接着剤で相互に結合されてもよく、または他の方法で相互に結合されてもよい。当業者には明らかなように、外側ハウジング64を形成する部品は種々の材料で製造すればよい。好ましい実施例において、これらの部品はABAプラスチックからモールド成形される。

## 【0024】

## &lt; 流路 &gt;

図4を参照して、熱量計10を通る呼吸ガスの流路を説明する。使用に際し、ユーザーが息を吐出すと、その呼気は呼吸コネクタを通過し、熱量計10を通過して大気中へと出て行く。息を吸い込むと、周囲の空気が中に熱量計の中に引き込まれ、その中を通り、呼吸コネクタを通過してユーザーへと向かう。この呼吸ガスの流れは、矢印A～Gによって図示される。なお、周囲の大気の代わりに、機械的ベンチレータまたは別のガス供給源に熱量計を接続してもよいことがわかる。

## 【0025】

矢印Aは、ユーザーへの流れおよびユーザーからの流れ、並びに入口導管30へ

の流れおよび該入口導管からの流れを示している。入口導管30は、該入口導管から流れる呼吸が流れチューブ36の外表面40に遭遇するように、同心円状チャンバ48に接続しており、従って矢印Bで示すように、流れチューブ36の外表面を上方、下方またはその側部回りに走らなければならない。流れ方向のこの急激な変化は、幾つかの効果を有している。第一に、同心円状チャンバ48の下端は、唾液トラップとして作用する。即ち、ユーザーの呼気の中の過剰な水分は、呼気流から除去されて、同心円状チャンバ48の下端部に落下し易い。第二に、呼気ガスは種々の経路を取ることができ、方向を変更して流れチューブへの渦流の導入を補助することができる。流れチューブ36を通る渦流は、流量測定の目的のために好ましいものである。最も重要なことは、同心円状チャンバ48が、全ての放射状方向から流れチューブ36へと、呼吸ガスをできるだけ均一に導入するように働くことである。これは、広範な流速範囲に亘って、流れチューブ内の流れを線形に測定可能にすることを補助する。

#### 【0026】

息を吐出している間に同心円状チャンバから流れるガスは、矢印CおよびDに示すように、凹部26の上部壁56に遭遇して流れを略180°変え、流れチューブ36の内部を通過して下方に流れる。流れチューブ36を通る流れは矢印Eで示されている。先に述べたように、流れチューブ36の底部端は底部柵58に達せずに停止している。従って、呼気の吐出の間、流れチューブ36を流下するガスは底部柵58に遭遇し、矢印Fで示すように柵の回りを逸れて、出口流路60へと向かう。そこから、矢印Gで示すように、呼気ガスはグリル72を通過して大気中へと向かう。

#### 【0027】

息を吸込むと、矢印Gで示すように、ガスは大気からグリル72を通過して出口流路60へと流れる。そこから、吸気は底部柵58の周囲を流れて、矢印Fで示すように、流れチューブ36の底部端へと向かう。図示のように、追加の同心円状チャンバ78が、流れチューブ36の外表面と外側シェル34の内表面42との間で、且つフランジ46の下に形成されている。息を吸込むと、この同心円状チャンバ78は流れに渦を形成して、全ての放射状位置から、ガスをできるだけ均一に流れチューブへ導入するように作用する。次いで、吸気は矢印Eで示すように流れチューブ

36を流れて、また矢印CおよびDで示すように180°向きを変えて、同心円状チャンバー48の中に向かう。ここから、吸気は矢印Bで示すように入口導管30の中に流れ、また矢印Aで示すように呼吸コネクタの中に流れる。

#### 【0028】

上記で述べた熱量計10の物理的構成は、複数の、多くは反対のファクターを考慮に入れている。吸気および呼気は、それらが熱量計を流れるときに制限されないのが好ましい。実験によって、吸気および呼気の流れが何等かの顕著な抵抗に遭遇すると、呼吸はより困難になり、代謝速度は増大することが示されている。熱量計は、流れ抵抗により人為的に亢進した代謝速度ではなく、実際の代謝速度を測定するのが好ましい。また、流れ抵抗は熱量計を通しての圧力降下を導く。熱量計を通しての圧力降下は、1リットル/秒(1L/s)の流速で3 cm水柱未満であるのが好ましい。反対のファクターとして、超音波流速測定システムを用いて流れチューブ36を通る流速を測定できる精度は、流速が増大するに伴って高まる。しかし、流れ抵抗は流速と共に増大する。従って、流速測定精度と流れ抵抗の間にはトレードオフが存在する。また、より長い流路の方が、より良好な測定精度を可能にする。流路長さを増大すれば熱量計のサイズが増大し、また流れ抵抗を増大させる可能性がある。上記で述べた構成は、低い流れ抵抗、正確な流速測定、唾液除去およびコンパクトな包装の優れた組合せを提供する。

#### 【0029】

##### <電子部品>

図3および図4を参照すると、回路基板88は、熱量計10の再使用可能な主要部分24における正面キャップ74の内部に垂直に装着される。この回路基板は、熱量計の各電子部品の夫々を支持し、または接続する。酸素センサ84はこの回路基板の下縁付近に装着され、凹部26の後壁62の直後に位置するように前方に延びている。後壁62の開口部86は、流路60の中のガスが酸素センサ84に接触することを可能にする。酸素センサを通過した呼吸ガスの漏出を防止するために、酸素センサ84と壁62の背面との間の開口部86の回りには、ガスケット87が配置される。温度センサ90、周囲圧センサ92、および相対湿度センサ94は全て、図示された位置で回路基板88に装着される。明かに、これら種々のセンサは、所望であれば他の位

置に配置してもよい。当業者に明らかなように、温度、圧力および湿度を測定するために種々のタイプのセンサを使用すればよい。本発明の一実施例において、温度センサは、Keystone Thermometricsから入手可能な部品番号RL1005-5744-103-SA等のサーミスタであり、圧力センサはMotorolaセンサ（部品番号MPX4115A）であり、相対湿度センサは、Honeywellセンサ（部品番号HIH3605A）である。熱量計の中央演算ユニット96およびスピーカもまた、超音波流量検知システムの一部を形成するアプリケーション特異的集積回路（ASIC）98と共に、回路基板に装着される。表示画面18およびその関連回路は、レンズ19の後方の回路基板正面側に装着され、また正面キャップ74の孔76と整列されて、表示画面18を見ることを可能にする。

#### 【0030】

上部超音波変換器80は、熱量計10の再使用可能な主要部分24における凹部26の上部壁に配置される。これは、図示しない配線によって回路基板88に接続される。下部超音波変換器82は底部棚58に配置され、これも図示しない配線によって回路基板88に接続される。超音波変換器80および82は超音波流れ検知システムの一部を形成し、これらについては以下で更に詳細に説明する。

#### 【0031】

図3および4に示した実施例において、電源コネクタ102は回路基板88上に設けられ、熱量計10の再使用可能部分24側の孔104と整列される。この実施例では、図示しない電力コードが電力コネクタ102に接続され、また熱量計に電力を供給するためのプラグイン電源へと延びている。或いは、この熱量計は、電力コネクタの代わりに、またはこれに加えて、充電可能または置換可能な内部電池を含んでいてもよい。また、通信コネクタ106も回路基板88に装着されて、熱量計88をコンピュータのような外部装置に接続することを可能にする。この通信コネクタは幾つかの形態をとることができる。その代わりに、またはこれに加えて、熱量計は赤外線（IR）送信機および受信機、ラジオ周波数トランシーバ（Bluetooth等）、または携帯電話もしくはモデム装置のような一以上の無線通信装置を含むことができる。無線通信装置を含めることにより、この熱量計は、インターネット経由を含めて、ローカル/遠隔コンピュータ装置との間でのデータの送信および

／または受信が可能になる。また、通信、生理学的モニタリングおよびデータ処理に、コードレス電話を組込んでもよい。このアプローチおよび他のアプローチは、11/12/99に提出されたMaultの仮特許出願第60/165,166号に開示されており、これを本明細書の一部として本願に援用する。更に別の態様として、この熱量計は、取外し可能なメモリーカードを収容するためのスロットを含んでいてもよい。当該熱量計で測定または計算されたデータは、この取外し可能なメモリーカードに保存し、または該メモリーから検索することができる。このカードは、データを転送および／または更に処理するために、後で取外してもう一つの計算機の中に挿入することができる。

#### 【0032】

##### <間接的熱量分析のためのアプローチ>

当業者に明らかなように、上記で述べた熱量計は、従来技術よりも顕著なパッケージング、空気流、および水分除去の利点を提供する。これも当業者に明らかなように、種々の呼吸および代謝パラメータを決定するために必要な実際の測定および計算は、多くの方法で行うことができる。上記の説明および添付の図面に従って構築された熱量計は、以下で更に詳細に説明するように、これらアプローチの幾つかと共に使用するよう構成してもよい。従って、以下の好ましい測定および計算のアプローチについての説明は、説明した熱量計の物理的構成で可能なアプローチを網羅したものではないことを理解すべきである。

#### 【0033】

本発明の第一の好ましい実施例によれば、吸気容積、呼気容積および酸素濃度と共に、周囲温度、相対湿度および圧力が測定される。残りのファクターは、必要に応じて計算または仮定すればよい。当業者に明らかなように、これらファクターの夫々は、種々の方法で測定することができる。

#### 【0034】

##### <流れ検知>

本発明の第一の好ましい実施例に従えば、吸気容積および呼気容積は、流れチューブ36を通るガスの流速を瞬間的に測定することによって測定される。全ての吸気および呼気がこのチューブを通過する。また、該チューブの内径は知られて

いるから、チューブ内の流速の測定によって、容積流量の計算が可能になる。本発明によれば、流れチューブ36の中の流速は、二つの離間した超音波変換器を使用して測定される。

#### 【0035】

図4を参照すると、上部超音波変換器80は、凹部26の上部壁56に支持されている。下部超音波変換器82は、凹部26の底にある底部柵58に支持されている。図示のように、これらの変換器は、変換器30および82の間を進行する超音波パルスが、矢印Eで示す流れチューブの中の流れに対して平行に進むように配置される。当業者に明らかなように、流体の流れに平行な方向に伝播している超音波パルスは、測定精度における利点を提供する。

#### 【0036】

超音波パルスを用いた流速の測定は、全てHamoncourt et al.に付与された米国特許第5,419,326号、同第5,503,151号、同第5,645,071号および同第5,647,370号に記載されており、これらを本明細書の一部として本願に援用する。これらのHamoncourt特許では、或る方向に流れる流体を通してパルスが伝達されるように超音波変換器が配置され、該方向は前記流れ方向の成分を有する。即ち、チューブを通して流体を流しながら、変換器は、超音波パルスが前記流体の流れに対して或る角度で伝達されるような角度で、チューブの側壁に配置される。流れと共に伝播する超音波パルスは迅速に進行するが、流れに抗して伝播する超音波パルスは遅く進行するという事実に基づいて、流速を計算すればよい。超音波パルスは流れに対して或る角度で進行するとの事実について、数学的補正が行われる。好ましくは、時間差を計算できるように、パルスは流れと同じ方向および流れと反対方向で交互に送信される。

#### 【0037】

本発明は、メタライズされたポリマーフィルムおよび穿孔された金属シートを含む変換器を使用することができる。一つの好ましい実施例において、超音波流れ測定システムは、スイス国チューリッヒのNDD社およびマサチューセッツ州のChemsford社によって供給される。この実施例は、超音波変換器の使用を、新規かつ改善された構成で同軸流路と組合せる。

## 【0038】

超音波パルスは流れに沿った方向、または流れとは逆向きの方向に送信され、上流方向および下流方向での通過時間の測定が行われる。ガスの流速がゼロであれば、ガスを通る何れの方向での通過時間も同じであり、これは音波の速度および進行した距離に関係する。しかし、ガスの流れが存在すれば、上流への通過時間は下流への通過時間とは異なる。一定の流れについて、上流および下流への通過時間はガスの流速に直接関係する。

## 【0039】

流速は、概ね流れチューブ36で形成された流路の対向端に装着された、一对の超音波変換器80および82を使用して測定される。超音波パルスを送るために、一方の変換器、例えば80に高圧（略200V）を印加し、次いでこの電圧を迅速に除去する。これにより、変換器80をその本来の周波数で共鳴させ、音波送信機として機能させる。略100Vの電圧が他の変換器82に印加され、それが音波受信機（音波検出器）として働くことを可能にする。受信側の変換器82には、それが最大の電気信号を発生するように、DCバイアスを印加しなければならない。通過時間は、変換器80からのパルスの送信と、変換器82によるパルスの検出との間の時間である。次いで、反対方向に進行するパルスの通過時間を測定するために、送信機および検出器の役割が逆転される。

## 【0040】

こうして、U1-D1-U2-D2-U3-D3の形態で一連の通過時間測定が得られる。ここで、UおよびDは、流れチューブを上方および下方にそれぞれ進行するパルスについての通過時間を意味し、また数字は測定の順序を意味する。（上方および下方の用語は、図10に示した構成については適切であるが、他の実施例では、流れの向きは水平、斜め等であってもよい）。U1およびU2を平均することによって、我々は、線形内挿法により、時間D1が測定された時点で評価された上方時間を得る。D1が測定された時点での通過時間の差、従って流速を得るために、我々は、D1をU1およびU2の平均と比較する。同様に、U2が測定された時点での流速を得るために、我々は、U2をD1およびD2の平均と比較する。これは、測定されたデータを処理する一つの単純な方法に過ぎない。他のアプローチは当業者に明らかである

う。

#### 【0041】

電子装置の概略が図11に示されている。超音波変換器80および82は、好ましくは、変換器制御回路110を使用して、ASIC（アプリケーション特異的集積回路）98によって制御される。ASIC 98は、超音波パルスの送信および検出を制御し、また19.2 Kbaudで動作するシリアルUART（万能非同期受信送信機）を使用して、熱量計のCPU（中央演算ユニット）96と通信するために使用される。ASIC 98により調整される従来のブーストコンバータ112を使用して、190～230V（DC）の範囲の高電圧が、低電圧（5V）の電源114から発生される。この高電圧は、超音波変換器を動作させるために必要とされる。低電圧源114はまた、他の装置要素にも電力を供給する。同様の機能を備えた他の電子制御スキームを使用してもよい。

#### 【0042】

CPU 96からASIC 98へとコマンドが送られて、流れ測定が開始される。ASICは、制御回路110を通して、200Vを一方の変換器（例えば80）に印加する。次いで、この電圧を放電させて、略35 kHz（該変換器の共鳴周波数）のパルスを放出させる。同時に、100Vが他方の変換器82に印加される。ASICに付随した結晶116により制御されたASIC 98内の10 MHzのクロックは100 MHzのカウンターを駆動し、該カウンタは、パルスが送られた時間から開始して10nsの増分でカウントする。検出用変換器82からの35kHzの信号を受信したときにカウンタは停止し、通過時間値（10nsの時間間隔の数の形態）が、シリアル接続を使用してCPU 96に送られる。5ms毎に音波送信機および音波受信機の役割が切替えられ、超音波パルスは流路に沿って反対方向に送信される。

#### 【0043】

この実施例における典型的な通過時間は、220  $\mu$ s、または220  $\times$  10nsの時間感覚であり、この場合にはデータバイトとして数2200がCPUに送られるであろう。通過時間データは、UART上をASICからCPUに送られる。シリアルバイトがCPUに受信されたときに該バイトを捕捉するために、割り込みサービスルーチンが使用される。

## 【0044】

流れチューブを上方および下方に進むパルスの通過時間（上方時間および下方時間）、および連続的な測定の間隔は、三つの別々のバッファに保存される。実際の流れが存在しない場合について流れの読みがゼロになるように、異なるバッファを使用して装置をゼロにする。また、吸気状態、呼気状態、および流れの無い状態を検出するためにも、異なるバッファが使用される。通過時間測定プロセスには、追加の器具遅延時間、典型的には略20  $\mu$ sが存在する。これらは、上方時間測定および下方時間測定で異なる可能性があり、また通過時間データからこの遅延を差し引くことによって補償することができる。

## 【0045】

平均方法、例えば二つの上方時間の平均を、介在する下方時間と比較する方法（先により詳細に述べた通り）を使用して流れ値を計算するために、ソフトウェアプロセスが使用される。流速並びに線形化定数を得るために、この流れ値は、チューブの断面積（現在の好ましい実施例では113  $\text{mm}^2$ ）、経路長（トランスジューサ感の距離、現在の好ましい実施例では76 mm）、および上方流および下方流についてのキャリブレーションファクターと組合わされる。呼気時間および吸気時間に亘って流速を合算し、容積流量を求める。

## 【0046】

好ましい実施例においては、別々のバッファに保存される上方時間および下方時間の積算を形成するために、CPUの割込みサービスルーチンが用いられる。このソフトウェアプロセスは、これらを周期的に、例えば100ms毎にサンプリングする（20サンプル）。これは、流速測定値を効果的に平均化して、計算された容積流量における高い解像度を導く。現在の好ましい実施例において、測定された容積流量の解像度は、個々の測定当りで略0.9 ml/s、または20回の読みの平均については略0.045 ml/sである。

## 【0047】

他の実施例が可能である。例えば、超音波流れセンサは他のソースから得てもよい。幾つかのセンサは、流速決定のシング・アラウンド法を用いる。超音波パルスは、流路に沿って一方の変換器から他方の変換器へ送信され、先のパルスが

受信されたら新たなパルスが送られる。送信されるパルスの周波数は、当該チューブに沿った通過時間に関係する。送信機および検出器の役割は、ある時間またはある数のパルスの後に反転され、パルス列が流路に沿って反対方向に送られ、先のパルスが検出されると新たなパルスが送られる。送信されるパルスの新たな周波数が測定される。従って、周波数測定から同等の上方時間および下方時間が決定され、上記で説明したように処理することができる。

#### 【0048】

微細加工された超音波変換器アレイは、カリホルニア州サンノゼのSensant社から入手可能である。これらのセンサは、低ノイズ、高周波数範囲、潜在的な低駆動電圧の利点を有し、本発明において使用できる利点を有している。例えば、パルス反復速度を高くすることができ、瞬間的な流速をより頻繁に（即ち、高い解像度で）測定することを可能にし、より正確な積算容積流量を与える。微細加工された温度センサ、圧力センサ、および湿度センサを超音波アレイの中に組込んで、超音波変換器の特性に対するこれら環境ファクターの影響を補償させるようにしてもよい。例えば、環境効果による微細加工構造体の歪みを、電気的キャパシタンスを使用してモニターすることができる。一つまたは多くのアレイを使用して、流れチューブの横寸法（流れ方向に対して直交）に亘る通過時間の変動を、測定（断面流れイメージング）および積算してもよい。平均法が必要とされないように、アレイ上の異なるセンサを送信機および検出器として同時に使用して、上流通過時間および下流通過時間の同時測定を可能にしてもよい。

#### 【0049】

当業者に明らかなように、好ましい実施例での超音波検知の代りに、またはこれに加えて、流れ検知に対する他のアプローチを使用してもよい。例えば、微細な回転翼、熱ワイヤベースのマスフロー計測器、および圧力差タイプの流量計を流路内に使用することにより、流速を測定してもよい。当業者に明らかなように、現在の好ましい実施例は、これらのアプローチまたは他のアプローチを流れ測定に使用するように適合することができるであろう。

#### 【0050】

<酸素センサ>

先に述べたように、本発明では呼気流の酸素濃度も測定される。即ち、瞬間的な酸素濃度は流速の測定と同時に測定される。「瞬間的」の用語は、酸素検知が極めて迅速な応答時間を有することを意味する。好ましくは、本発明と共に使用するための酸素センサの応答時間は100 msec以下である。幾つかの実施例において、この応答時間は30～40 msec以下である。

#### 【0051】

酸素濃度は種々の方法で測定すればよい。本発明の現在の好ましい実施例では、蛍光に基づく酸素センサを使用して呼気中の酸素分圧を測定する。

#### 【0052】

図4および図5に最も良く示されているように、酸素センサ84は凹部26の後部壁の窓86に隣接して装着される。これは、出口流路60を通過する吸気ガスおよび呼気ガスに酸素センサ84を接触させる。この配置はまた、酸素センサをガスの渦流に露出させるが、これは好ましいものである。

#### 【0053】

蛍光ベースの酸素センサは当該技術分野で知られており、例えば、Colvinによって記載されている（全て本明細書の一部として援用する米国特許第5,517,313号、同第5,894,351号、同第5,910,661号、同第5,917,605号、およびPCT国際公開WO 00/13003号）。センサは、典型的には、酸素指示蛍光分子が埋設された酸素透過性膜を含んでいる。米国特許第5,517,313号および同第5,894,351号において、Colvinはシリコンポリマー膜を使用するセンサを記載しており、酸素インジケータ蛍光団分子として、ルテニウム錯体である過塩素酸トリス（4,7-ジフェニル-1,10-フェナントロリン）ルテニウム（II）の使用を示唆している。このルテニウム錯体のオレンジ/赤の蛍光は、酸素の局部的存在によって消光される。酸素は、酸素透過性膜を覆って流れるガスから該膜の中に拡散して、蛍光の消光を誘導する。膜の外側のガス中酸素濃度の変化に対する消光効果の時間応答は、膜の厚さに関係している。米国特許第5,517,313号に記載されているように、迅速な応答のためには薄い膜が好ましい。

#### 【0054】

次に、図6および図7を参照すると、この実施例に用いられる蛍光ベースの酸

素センサが、一般に120で示されている。図6は分解図であり、図7は横断面図である。現在の好ましいセンサは、Colvin特許に記載された技術に基づいて、Sensors for Medicine and Science, Inc.社により供給される。回路基板144は、センサ120を機械的および電氣的に熱量計の主回路基板88に接続するために、下方に延びた複数のピン149を有している。LED 132が、一般には回路基板の頂部中央に装着されている。また、一对のフォトダイオード134および136が回路基板144の頂部に装着されている。フォトダイオード134および136は、LED 132の反対側において、該LEDから短い距離に装着される。光ファイバーが各フォトダイオードの頂部に装着されている。フィルター138がフォトダイオード134の上に装着され、フィルター140がフォトダイオード136の上に装着されている。光ファイバーは、光学的に透明な接着剤でフォトダイオードに結合される。

#### 【0055】

熱放散器142、即ち、好ましくは下方に折り曲げた縁部を有する薄い銅製シートが、回路基板の頂部に装着される。この熱放散器は、その四隅に下方に延びる脚部143を有しており、その夫々は回路基板144の孔145に係合する。熱放散器142の脚部143および下方に曲げられた縁部は、熱放散器142の中央部分を回路基板144の上に短い距離で支持し、両者の間に隙間を形成する。LED 132、フォトダイオード134および136、フィルター138および140は、回路基板144と放散器142の間のこの隙間に配置される。二つの円形孔146が熱放散器に穿孔され、フォトダイオード134および136の夫々の直上に一つの孔が配置される。二つのガラス基板128および130が熱放散器142の頂部に装着され、各孔146の頂部の直上に一つガラス基板が装着される。図示のように、これらガラス基板128および130は矩形である。円形の蛍光膜が、各ガラス基板の頂部に形成される。即ち、ガラス基板128上には円形膜122が形成され、ガラス基板130上には円形膜124が形成される。ガス不透過性のガラスカバー126が円形膜124の上に配置され、エポキシ樹脂125でガラス基板130に結合される。従って、円形膜124は、上部のカバー126および縁部のエポキシ樹脂125によって内部にシールされる。これによって、一方の円形膜122が大気中に露出される一方、他方の円形膜124はシールされて露出されない結果になる。従って、円形膜124は酸素濃度の変化に反応しないのに対して、円形

膜122は反応する。円形膜122は検知領域と称され、円形膜124は参照領域と称される。

#### 【0056】

図7を再度参照すると、回路基板144と熱放散器142との間の隙間、および孔146は、光学的に透明な導波材料141で充填される。導波材料141は、LED 132をガラス基板128および130に光学的に結合するように働き、ガラス基板を導波路の一体化された一部にする。また、導波材料は、検知領域122および参照領域124を、フィルター138および140並びにフォトダイオード134および136に光学的に結合する。その結果、これら部品を光学的に結合する連続的な光導波路が形成される。適切な導波材料は、ニュージャージー州New BrunswickのNorland Products社およびマサチューセッツ州BillericaのEpoxy Technoloty社によって製造されており、後者はEPOTEK（登録商標）として販売されている。

#### 【0057】

検知領域122および参照領域124上に形成される凝集の問題を回避するために、好ましくは、熱放散器142を使用してこれら領域の両者を加温する。この目的のために、抵抗器を含む小さなヒータ148が、夫々の脚部装着孔145に隣接して回路基板144の上に装着される。熱放散器の脚部143は、熱放散器へと熱が移動されるように、孔45の中およびヒータ148に半田付けされる。サーミスタ147は、センサが組立てられたときに熱放散器142の下方に曲げられた縁部の一つに接触するような位置において、回路基板144に装着される。サーミスタを前記縁部に半田付けして、熱移動を改善してもよい。次いで、サーミスタ147を用いて熱放散器142の温度をモニターし、またヒータ148を制御して、一般に一定の温度を維持する。酸素センサのためのキャリブレーションデータを含むEEPROM 155が、回路基板144の下面に装着される。

#### 【0058】

蛍光膜122および124は、ルテニウム錯体のような酸素指示蛍光分子を含む酸素透過性膜によって形成される。現在の好ましい実施例において、この酸素透過性膜は、ゾル/ゲルのような多孔性ガラスである。

#### 【0059】

LED 132、好ましくは青色光を放出するダイオード(LED)からの光放射は、光導波材料141によって、検知領域122および参照領域124に伝達される。LED 132の発行波長は、蛍光膜の領域122および124から蛍光を誘導するように選択される。他の蛍光団の場合には他の波長を使用してもよい。検知領域および参照領域からのオレンジ/赤の蛍光発光は、二つのフォトダイオードによって検出される。フォトダイオード134は参照領域124からの蛍光を検出し、フォトダイオード136は検知領域122からの蛍光を検出する。フォトダイオードの出力は、以下で述べるように高速相互コンダクタンス増幅器に供給される。光フィルター138および140はフォトダイオードの上に重なって、オレンジ/赤の蛍光放射線を通過させる一方、他の波長、特にLEDからの青色の放射線を拒絶する。光フィルター128および140は、エポキシコーティング、ガラスフィルター、またはポリマーベースのシート材料で製造すればよい。好ましくは、予め製造されたポリマーベースのシート材料が用いられる。LED 132からの発光、並びに膜122および124からの蛍光発光は、プレート142の中の孔146を通過する。好ましくは、円形膜122および124、孔146、並びにフォトダイオード134および136の活性領域は、全て同じ直径の円形である。

#### 【0060】

酸素検知測定の際、基板128および130、並びに検知領域122および参照領域124は、水分の凝集に伴う問題を低減するために、略45℃に維持される。基板の加熱は、表面装着された四つの抵抗体148に電流を通すことによって達成される。抵抗体を通る加熱電流および温度を調節することを可能にするために、銅プレート142の温度をサーミスター147によってモニターする。幾つかの手段、例えば化学乾燥、水吸収/吸着物質、膜、フィルター、発泡体シート等によってガス流から水分が除去され、または或る種の表面処理(酸素透過性疎水性膜または他のアプローチ)によって蛍光膜上での凝集が防止されれば、酸素センサを加熱する必要はない。加熱によって温度安定性は改善されるが、酸素感度は低温の方が良好である。

#### 【0061】

LEDの発光出力は、好ましくは、電氣的に調節された駆動電流を使用して調節

される。現在の好ましい実施例では2kHzの調節周波数が使用される。1~10kHzのような他の調節周波数を使用してもよい。現在の実施例では蛍光強度測定に基づいて酸素分圧が測定され、ここでは酸素の消光による蛍光強度の減少が測定される。存在する酸素が少ないほどより大きな蛍光が検出され、酸素が多いほど蛍光は小さい。LED 132が照射される毎に蛍光応答が存在し、その強度は、存在する酸素の量に応じて変化する。当業者に知られているように、蛍光応答は即時的ではなく、LED 132による照射に応答して蛍光材料が蛍光を発するまでの時間遅れが存在する。同様に、LED 32がオフされた時点と蛍光が停止される時点との間にも遅れが存在する。これは減衰時間として知られている。好ましくは、適用される調節の時間は、蛍光減衰時間よりも有意に大きくなるように選択される。図12は、可能な蛍光応答信号（丸くなった信号152）と共に、印加された放射強度 vs. 時間信号（矩形波信号150）の可能な例を概略的に示している。現在の実施例において、矩形波の時間は約0.50 msecであるのに対して、蛍光減衰時間は約3  $\mu$  sec (0.003 msec) である。酸素濃度を測定するための別のアプローチは、例えば励起信号に対する蛍光信号の位相遅延の測定を使用して、蛍光減衰時間の変化を検出することに基づいている。例えば、図12において、蛍光減衰の位相遅延が「a」で示す期間に対応するように測定すればよい。この位相遅延は酸素濃度と共に変化し、従って、酸素濃度のインジケータとして使用することができる。このような蛍光減衰測定においては、より高い調節周波数が用いられる。LED出力の強度調節もまた正弦波的であってよい。蛍光膜の厚さおよび多孔性を調節して、拡散に律速された蛍光信号応答時間を制御してもよい。

#### 【0062】

フォトダイオード136からの信号（検知領域信号）およびフォトダイオード134からの信号（参照領域信号）は、両領域からの蛍光強度に対応したDC信号を得るために、同様の増幅段階、フィルター段階および復調段階に通される。酸素濃度ゼロにおいて参照信号および検知信号が異なるレベルであれば、増幅段階におけるそれらの夫々の利得を調節して補償すればよい。増幅およびDCへの変換の後に、検知領域信号および参照領域信号を比較して、理論的に温度変化、LED強度変化などのエラー源から独立した信号を得る。現在の実施例において、この比較は

次式の形態を取る。

【0063】

信号 = 検知領域 -  $K \times$  (参照領域 - 参照基底ライン)

ここで、 $K$ は実験的に決定される定数である。或いは、二つの信号の比を取ってもよい。

【0064】

図13は、フォトダイオード136からの信号処理の概略図を示している。156に入ってくる信号は、DCおよび低周波数の周囲光で発生した信号（例えば、電灯からの低周波数の迷光）を除去するために、高パスフィルター158に通され、また転倒型AC増幅段階160に通される。このAC信号は、もう一つの高パスフィルター162に通され、もう一つの増幅段階164に通される。次いで、増幅されたAC信号は、アナログスイッチ166（アナログ装置チップADG71BRMに基づくものであるが、他の装置を用いてもよい）を使用して復調される。このスイッチは、信号LEDがオンしている時の信号と、LEDがオフである時の一定の参照電圧（増幅段階のための仮想接地として使用される、168での入力を示す）との間で交番する。以下の増幅段階170は、0.5および-0.5の利得の間で交番し、信号を復調させる。ついで、この信号は更なる増幅段階172および低パスフィルター174を通される。ときには同期増幅器、またはロックイン増幅器と称されるこのようなスキームの使用は、信号/ノイズ比を顕著に改善する。これは従来技術であり、他のスキームを使用してもよい。

【0065】

酸素センサによる実際の信号を計算するために、LEDをオフにした状態での基底ライン測定が最初に行われる。LEDをオンにした（調節された）状態で得られた信号を読み、基底ラインから差し引いて、最終の酸素センサ信号を求める。

【0066】

<電気回路および部品>

図14は、電氣的構成に関する熱量計の単純化されたスキームを示している。当該熱量計は、装置の全体の動作を制御する中央演算ユニット（CPU）96を有している。

## 【0067】

一般に120で示す酸素センサは、青色LED 132、蛍光消光酸素検知領域122、蛍光参照領域124、サーミスタ147、ヒータ148、およびセンサ120のためのキャリブレーションデータを含むEEPROM 155を備えている。LED 132は、発振器/変調器153によって制御された駆動電流を受取る。

## 【0068】

超音波変換器80および82は、信号および高電圧源112からの高電圧をセンサに向け、且つ検出された超音波パルスをASIC 98に通ず制御回路110を使用して、ASIC 98によって制御される。ASIC 98およびCPU 96は、シリアルUARTによって接続される。

## 【0069】

装置がオンされると、スイッチ178を押すことにより、CPUはヒータ148に命令して蛍光領域を略45に加温する。指示ライト176はウォーミングアップ状態を示す。酸素センサの温度はサーミスタ147によってモニターされる。この期間の間に、該ユニットは酸素センサをキャリブレートして、後述のように流れゼロ試験が行われる。サーミスタの読みから、該センサ温度が安定化されたことをCPUが決定したときに、ライト176は装置が準備できたことを示す。

## 【0070】

装置が呼吸分析を開始する準備ができたなら、人間は該装置を通して呼吸し、吸気ガスおよび呼気ガスの流れが超音波変換器80および82によってモニターされる。当該ユニットを通る流れがデータ記録をトリガーする。容積流量は、CPUによって、ASICから受信されるシリアルデータから計算される。ASICは、一方の変換器からのパルス送信と、他方の変換器を用いた受信との間の時間を決定する。

## 【0071】

酸素センサは、フォトダイオード134および136からの二つの電気信号を提供し、その両者はLED 132と同じ周波数で調節される。フォトダイオード134からの信号は、参照領域124からの蛍光に起因して、参照領域上を流れるガス中の酸素分圧に依存する。酸素検知領域122によるフォトダイオード136からの信号は、検知領域における酸素の存在によって強度が低下する（消光される）。二つのフォト

ダイオードからの信号は、同様のフィルター段階、増幅段階、および復調段階180および182に通されて、二つの夫々のDC電圧値を与え、アナログ/デジタルコンバータ(ADC)を介してCPUに通される。この二つの信号の比較は、環境効果(たとえば温度、LED強度)を排除し、CPUによる酸素濃度の決定に使用される。

#### 【0072】

計算された容積流量および酸素濃度を使用して、人間の酸素消費速度がCPUによって計算される。これから人間の代謝速度がKcal/day形で計算され、LCD制御回路184を使用して液晶ディスプレイ18の上に表示される。

#### 【0073】

CPUはまた環境センサ、即ち、温度センサ90、圧力センサ92、および温度センサ94から電圧信号を検索する。以下で説明するように、これらの信号もまた計算に使用される。

#### 【0074】

##### <代謝パラメータの計算>

当業者に明らかなように、 $VO_2$ (消費された酸素の容積)およびRMR(静止代謝速度)のような代謝パラメータを決定するための多くの方法がある。先に述べたように、代謝パラメータを測定するための現在の好ましいアプローチは、吸気容積、呼気容積、および呼気中の酸素濃度と共に、周囲温度、圧力および湿度の測定値を使用する。

#### 【0075】

##### 初期考慮要件:

$VO_2$ 、即ち、消費された酸素の量は、吸込まれた酸素の量と吐出された酸素の量との間の差である。また、 $VCO_2$ を決定するのも望ましい。 $VCO_2$ は、身体によって生成された二酸化炭素の容積であり、吐出された二酸化炭素の量と吸込まれた二酸化炭素の量との間の差である。 $VO_2$ および $VCO_2$ が分かったら、RMRを計算することができる。或いは、 $VO_2$ および $VCO_2$ の比に関して一定の仮定がなされて、 $VO_2$ 単独からRMRの計算が可能になる。従って、本発明の主な目的は、 $VO_2$ を決定することである。これは、吸込まれた酸素の量および吐出された酸素の量の両方を決定することを必要とする。 $VCO_2$ をも決定することは、他の代謝パラメータの決定

を可能にするので好ましい。VCO<sub>2</sub>を決定するためには、吸込まれた二酸化炭素の量および吐出された二酸化炭素の量の両方を測定または計算することを必要とする。本発明の第一の好ましい実施例に使用される方法および計算は、図15および図16に概略的に表されている。

#### 【0076】

吸気：

吸込まれる酸素の容積、V<sub>i</sub>O<sub>2</sub>は、吸込まれた空気の容積に空気の酸素画分を乗じることによって計算すればよい。乾燥空気の酸素画分は、位置によって極く僅かに変化するに過ぎず、従って20.946と仮定することができる。しかし、我々が呼吸する実際の空気は乾燥空気ではなく、種々の水蒸気部分を含んでいる。吸込まれた空気の酸素部分を決定するためには、水蒸気に帰すべき吸気容積を決定して差し引き、乾燥空気測定値を得なければならない。先に述べたように、温度センサ90、相対湿度センサ94、および大気圧センサ92は全て、熱量計10の再使用可能な主要部分24におけるケース内の円形ボード88に装着される。理論的には、これらはユーザーが吸込んだ空気の温度、圧力および湿度についての値を提供するはずである。しかし、幾つかの条件の下では、再使用可能な主要部分24のケース内の温度は、周囲温度とは異なるかもしれない。これは、ユーザーの手によるケースの加温、内部電子部品による加熱、および呼気から吸収された熱によるものである可能性がある。従って、周囲温度センサ90から受取った温度値に補正を行うのが好ましい。相対湿度センサ96が実際に周囲空気中に配置されたとすれば、その出力は、ケースの内部の代りに周囲の空気中の相対湿度を反映するであろう。相対湿度センサ94は上昇した温度にある可能性があるから、その出力は真の周囲条件ではなく、この上昇した温度での相対湿度を示す。ケースは溶接シールされていないから、ケース内の水分圧は周囲の大気中の水分圧と同じである。水蒸気分圧、ppH<sub>2</sub>Oは、以下の関係式から計算することができる。

#### 【0077】

$$\text{ppH}_2\text{O} = \text{RH} \times \text{VpH}_2\text{O}(t) \quad (\text{a})$$

ここで、RHはパーセントで表した相対湿度であり、VpH<sub>2</sub>Oは水の蒸気圧であり、tは温度である。VpH<sub>2</sub>Oは温度の関数であり、照合テーブルから、または経験的

な適合曲線を使用して得ることができる。従って、大気中の水蒸気分圧 $ppH_2O$ は、ケース内部の既知の相対湿度および温度から計算することができる。

【0078】

図16を参照すると、典型的な750 mLの総呼気容積がチャートの最も左側に示されている。この容積は水蒸気を含んでいる。吸気中の水蒸気容積は、下記の式に従って決定すればよい。

【0079】

$$V_{H_2O} = (ppH_2O / P_{amb}) \times V_{total} \quad (b)$$

ここで、 $V_{H_2O}$ は水蒸気の容積であり、 $ppH_2O$ は水蒸気分圧であり、 $P_{amb}$ は周囲圧力であり、 $V_{total}$ は吸気の総容積である。図16に示した例において、周囲温度、圧力および湿度(ATP)は、温度23℃、圧力755 mmHg、相対湿度35パーセントである。上記式を使用して、水蒸気の総容積はテーブル中で照合してもよく、または750 mLの吸込まれた総容積から7.28 mLと計算してもよい。次いで、吸気中の水蒸気量が総容積から差し引かれて、742.72 mLの乾燥容積が与えられる。

【0080】

乾燥空気のパーセンテージは、 $CO_2$ 、 $O_2$ 、窒素および他のガスに帰すべき乾燥空気ン尾パーセンテージは種々の文献から知られており、その例が下記のチャートに与えられている。

成 分	乾燥空気の%
その他(アルゴン)	0.937
$CO_2$	0.033
$O_2$	20.946
$N_2$	78.084

これらのパーセンテージに乾燥空気の総容積を乗じることにより、夫々の成分ガスの容積を計算でき、図16の左側の棒に示した値が得られる。

【0081】

図16の例について示したように、大気条件で吸込まれた酸素の容積は155.57 mLである。しかし、これは大気条件におけるものであり、位置および時間によ

って変化する。したがって、夫々の成分ガスの容積を標準の温度、圧力および湿度、STPD（標準の温度および圧力、乾燥）に変換することが必要である。RMRのために典型的に使用される計算は、0、760 mmHgのSTPD、および0パーセントの相対湿度を仮定している。

### 【0082】

当業者に既知のように、1気圧条件ともう一つの条件との間の変換は、温度および圧力に基づく単純な比の問題である。しかし、この場合は、温度センサが上昇した温度にあるから、実際の大気圧は知られていない。当業者に既知のように、音波の速度は周囲温度、水蒸気モル分率、周囲圧力およびCO<sub>2</sub>モル分立の関数である。この関係は、The Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 93, No. 5, May 1993, pp. 2510-2516に開示されており、その内容は本明細書の一部として本願に援用する。その式は下記の形態をとる：

$$c = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + (a_3 + a_4 t + a_5 t^2) x_w + (a_6 + a_7 t + a_8 t^2) p + (a_9 + a_{10} t + a_{11} t^2) x_c + a_{12} x_w^2 + a_{13} p^2 + a_{14} x_c^2 + a_{15} x_w p x_c \quad (c)$$

ここで、計数は下記の表に定義されている。

### 【0083】

計数	値
a <sub>0</sub>	331.5024
a <sub>1</sub>	0.603055
a <sub>2</sub>	-0.000528
a <sub>3</sub>	51.471935
a <sub>4</sub>	0.1495874
a <sub>5</sub>	-0.000782
a <sub>6</sub>	-1.82 × 10 <sup>-7</sup>
a <sub>7</sub>	3.73 × 10 <sup>-8</sup>
a <sub>8</sub>	-2.9.3 × 10 <sup>-10</sup>
a <sub>9</sub>	-85.20931
a <sub>10</sub>	-0.228525
a <sub>11</sub>	5.91 × 10 <sup>-5</sup>

$a_{1,2}$	-2.835149
$a_{1,3}$	$-2.15 \times 10^{-13}$
$a_{1,4}$	29.179762
$a_{1,5}$	0.000486

また、 $c$  は音波の速度であり、 $t$  は周囲温度であり、 $x_w$  は水蒸気モル分率であり、 $p$  は周囲圧力であり、 $x_c$  は $CO_2$ モル分率である。幾つかのこれら変数は既知の値を有する。周囲空気における $CO_2$ モル分率は、その標準値が既知であり、また位置によって僅かしか変化しないので、仮定すればよい。周囲圧力は、熱量計ケースの中の周囲圧力センサによって高精度で測定すればよい。また、音波の速度は、吸気の際に流量計によって測定すればよい。

【0084】

好ましくは本発明と共に使用される超音波流量計は、上流方向および下流方向の両方で超音波パルスを送信するので、周囲空気中の通過時間は、周囲空気の吸込みの際の上流通過時間および下流通過時間を平均することによって、流速から独立して測定することができる。次いで、音波の速度は次式に従って計算すればよい。

【0085】

【数1】

$$c = L/2 \times (1/t_u + 1/t_d), \quad (d)$$

ここで、 $c$  は音波の速度であり、 $L$  は変換器の間の距離であり、 $t_u$  は上方向での通過時間であり、 $t_d$  は下方向での通過時間である。

これは、実質的に二つの変数、即ち、周囲温度および水蒸気含量を残す。相対湿度および周囲温度は、式(a)によって相互に関連付けられる。相対湿度について変形して解くことにより、次式が得られる。

【0086】

【数2】

$$RH = \frac{ppH_2O}{VpH_2O(t)} \quad (e)$$

この時点において、水の分圧 $ppH_2O$ は、湿度センサ94の出力と、該分圧はケースの内外で同じであるとの仮定に基づいて知られる。しかし、式(c)は相対湿度ではなく、水蒸気モル分率 $x_w$ で表されている。従って、三つの追加の式が必要とされる。水蒸気モル分率は次式のように計算すればよい。

【0087】

【数3】

$$X_w = RH \times f \times \frac{P_{sv}}{p} \quad (f)$$

ここで、RHは分率で表した相対湿度であり、fは増強ファクターであり、 $p_{sv}$ は空気中の水蒸気の飽和蒸気圧である：

【0088】

【数4】

$$f = 1.00062 + 3.14 \times 10^{-8} p + 5.6 \times 10^{-7} t^2 \quad (g)$$

および

【0089】

【数5】

$$P_{sv} = \exp(1.2811805 \times 10^{-5} t^2 - 1.9509874 \times 10^{-2} t + 34.04926034 - 6.3536311 \times 10^{-3} / t) Pa. \quad (h)$$

式(c)(e)(f)(g)および(h)を組合せると、これは二つの未知変数、すなわち温度および相対湿度を残す。当業者に知られているように、これらの式は、二つの残りの変数について種々の方法で解くことができる。現在の好ましい一つのアプローチによれば、これらの式は反復プロセスによって解くことができる。

【0090】

最初に、初期温度予測を行う。温度センサによって指示された温度を出発点として使用すればよい。次に、式(e)に従って相対湿度を決定する。次に、計算したばかりの相対湿度を式(c)に使用して温度を計算する。この計算された温度を式(e)に戻して、新たな相対湿度を計算する。計算値が収束するまでこのプロセスを繰り返すが、典型的には数回の反復の後に収束が生じる。

#### 【0091】

このプロセスの終点において、吸込まれている空気の実際の周囲温度が知られる。今や、周囲圧力の測定と共に周囲条件が知られる。次いで、成分ガスの夫々の容積がSTPDに変換される。上記アプローチの代りに、またはこれに加えて、周囲温度または流れチューブ内の温度を、何れかのタイプの適切な温度センサを使用して直接測定してもよい。一例として、温度センサは熱量計のケースの内部に装着されてもよく、また正確な読みが得られるように、小さなファンを使用して周囲空気を連続的に移動させ、センサを通過させてもよい。他のアプローチは当業者に明らかであろう。

#### 【0092】

STPDに変換されると、吸込まれたガスの容積は、図16の第二の棒に示す値を有する。図示のように、吸込まれた酸素の補正された容積 $V_{i,O_2}$ は143.48 mLであり、また吸引された二酸化炭素の補正された容積 $V_{i,CO_2}$ は、0.23 mLである。

#### 【0093】

##### <酸素センサのキャリブレーション>

先に述べたように、吸込まれた空気中の酸素のパーセントが測定され、または仮定される。上記の説明において、酸素の濃度またはパーセンテージは仮定される。何故なら、この値は位置によって僅に変化するに過ぎないからである。しかし、酸素センサ84は吸気中の酸素の存在に応答する。従って、吸込みの際の酸素センサ出力を使用して、各吸込みの度毎に酸素センサをキャリブレートすればよい。理論では、理想的な酸素センサは酸素濃度の変化に応答してのみその出力を変化させ、温度、湿度および全圧のような他のパラメータの変化には応答しない。しかし、実際の酸素センサは、他のパラメータの変化に対して完全に免疫性ではない。

## 【0094】

図17は、酸素分圧および任意の第二ファクターの変化に対する、酸素センサの電圧出力の変化を表す一連の湾曲した表面を示している。この図は説明の目的のためだけのものであり、従って、第二ファクターは当該センサが実際に応答する他のパラメータの何れか、または全てを表すものと考えることができる。酸素の濃度、並びに湿度、温度および圧力のような他のパラメータの値は吸込みの際に知られるから、点190は、既知の酸素分圧および他のファクターの組合せを表すようにプロットすることができる。この点から上方に伸ばすと、酸素センサについての理論出力または試験された出力曲線192は、点194に対応した出力電圧を予測することが分かるであろう。これら既知条件下での酸素センサの実際の電圧出力がこの値と異なれば、その差を補正するために、該出力曲線に補正を加えればよい。例えば、酸素センサが実際に点196に対応する電圧を出力すれば、利得ファクターが主出力曲線192に適用されて、該曲線が198で示す曲線に「移動」される。これは、その後の呼気測定の際の精度を改善するために、酸素センサの出力の継続的な微調整を可能にする。

## 【0095】

<呼気>

吐出の間、それぞれ流量計および酸素センサを使用して、総容積および酸素分圧が測定される。当業者に知られているように、吐出された息の温度および湿度は、個人差はなく適度に一定である。即ち、殆どの健康な個人について、口での呼気の温度は平均34.5度である。また、吐出された息は100%の水蒸気で飽和されており、100%の相対湿度を与える。本発明での実験により、流れチューブ36の midpoint での吐出された息の温度は平均で略32.5 であることが確立された。流れチューブ内の圧力は、熱量計に存在する低い抵抗に起因して、実質的に周囲圧力と同一である。吐出された息の条件は、飽和呼気温度圧力 (ETPS) と称する。ETPSでの酸素の容積を決定するために、以下の式が用いられる。

## 【0096】

【数6】

$$V_{EO_2} = \frac{ppO_2}{P_{amb}} \times V_{total}$$

ここで、 $V_{EO_2}$ は吐出された酸素の容積であり、 $ppO_2$ は酸素の分圧であり、 $P_{amb}$ は周囲圧力であり、 $V_{total}$ は総呼気容積である。図16に示した例では、総呼気容積は800 mL、酸素の分圧は121.6 mmHg、周囲圧力は755 mmHgである。これは、128.05 mLのETPSでの呼気酸素容積を与える。RMR計算を行うためには、この値をSTPDに変換することが必要である。

#### 【0097】

ETPSでの呼気 $O_2$ 容積は、温度および圧力における差についてスケーリングすることによって、STPDに変換すればよい。これは114.43 mLのSTPDにおける $O_2$ 容積を与える。単回呼吸の間にユーザーが消費する $O_2$ 容積は、吸込まれた酸素容積から吐出された酸素容積を差し引くことによって計算される。1分間の呼吸回数を乗じることによって、1分間に消費された酸素の量を与えられる。

#### 【0098】

好ましくは、 $CO_2$ の生成もまた決定される。これを行うためには追加の計算が必要とされる。第一に、呼気の温度および湿度に関して一定の仮定が行われる。呼気中の水蒸気の容積は、仮定された相対湿度および温度、並びに測定された容積流量から決定すればよい。水蒸気を除去して乾燥空気に変換することにより、761.68 mLの総容積が得られる。また、窒素( $N_2$ )および痕跡ガスが肺の中に保持されると仮定する。従って、吸込まれた窒素および痕跡ガスは、STPDにおいて吐出された窒素および他のガスの容積に等しい。この仮定は、データが多くの呼吸について合算されるに伴って改善される。

#### 【0099】

図16に示すように、窒素および痕跡ガスの容積はSTPDからETPSに変換されて、605.74 mLの容積を与える。この点において、水蒸気、酸素、窒素、および痕跡ガスの容積は、ETPSにおいて既知である。また、総容積も既知である。従って、水蒸気、酸素、窒素、および痕跡ガスで占められない容積は、 $CO_2$ に帰されるべきものである。これは、ETPSで27.89 mLの $CO_2$ 容積を与える。次いで、この値

はSTPDに変換されて、STPDで24.92 mLの呼気二酸化炭素容積を与える。単回呼吸の間にユーザーが生成したCO<sub>2</sub>は、呼気中の二酸化炭素容積から、吸気中の二酸化炭素容積を差し引くことによって計算される。1分間の呼吸回数に乗じることによって、1分間に生成した二酸化炭素の量が与えられる。

【0100】

< 静止代謝速度の計算 >

当業者に知られているように、静止代謝速度 (RMR) は種々の方法で計算することができる。一つの公知で且つ許容されているアプローチは、de Weir式によって与えられ、この式は次式の形を取る。

【0101】

$$\text{RMR} = 1.44 (3.581 \times \text{VO}_2 + 1.448 \times \text{VCO}_2) - 17.73$$

ここで、VO<sub>2</sub>は mL/minでの消費された酸素容積であり、VCO<sub>2</sub>は mL/minでの生成されたCO<sub>2</sub>の量であり、RMRは Kcal/dayでの静止代謝速度である。即ち、呼吸商は次式で与えられる。

【0102】

$$\text{RQ} = \text{VCO}_2 / \text{VO}_2$$

ここで、RQは呼吸商を表す。呼吸商は、ユーザーの身体により代謝される保存エネルギー源の種類に応じて、典型的には0.7~1.1の範囲である。静止代謝速度の計算に際し、RQは、典型的なユーザーについては0.85と仮定される。従って、この比を用い、VCO<sub>2</sub>を置換して次式が得られる。

【0103】

$$\text{RMR} = 6.929 \times \text{VO}_2 - 17.73$$

ここで、RMRはKcal/dayでの静止代謝速度であり、またVO<sub>2</sub>はユーザーが消費する mL/minでの酸素の容積である。好ましくは、熱量計によって測定される種々のパラメータを複数の呼吸に亘って合算または平均することにより、改善された精度が与えられる。

【0104】

別の方法として、CO<sub>2</sub>濃度を計算するのではなく直接測定するように、熱量計の中にCO<sub>2</sub>センサを組込んでよい。これは、RMRの計算ならびにRQの更に正確な

計算を可能にする。

【0105】

<熱量計の使用>

始めに熱量計をオンにすると、該ユニットはウォーミングアップおよびキャリブレーション期間を経過する。その間に、酸素センサヒータがオンされ、酸素センサが定常状態値にまで加温される。酸素センサが定常状態に達したら、流れゼロ試験が行われる。流れゼロ試験の際に、流れセンサは、流れチューブを通る流速を測定する。この段階で熱量計は使用されていないから、流量計を通る流れはゼロのはずである。しかし、流量計が何れかの方向の僅かな流れを示したら、ゼロを再樹立するようにオフセットを与える。このゼロ設定のために種々のアプローチを用いることができるが、オフセットファクターを適用する前に複数回の読みを行うのが好ましい。また、実際の試験の際には、流れゼロの既知期間で、流量計をダイナミックに再度ゼロ調節してもよい。

【0106】

熱量計を使用して被験者の静止代謝速度 (RMR) を計算するために、被験者は快適な位置で着座またはリラックスし、次いで、先に述べたように熱量計をオンしてウォームアップおよび自己キャリブレーションさせた後に、呼吸コネクタをその顔面または口に着用する。次いで、数分間の間、被験者は熱量計を通して普通に呼吸をする。典型的には、ユーザーは、呼吸および測定された代謝速度が安定化するまでに幾らかの時間を要する。従って、初期のデータは、静止代謝速度を示すものとして使用しないのが好ましい。当業者に明らかなように、熱量計が正確な静止代謝速度を測定することを可能にする種々のアプローチが存在する。一つの好ましいアプローチによると、熱量計が該熱量計を通る息の流れを検出したら、30秒間待ってから記録する。しかし、この時間は増減することがある。記録が開始されたら、熱量計は、流れ、酸素濃度、および音波速度の測定を行う。酸素分圧は1/10秒毎に測定され、流速および音波速度は1秒間に200回測定される。容積計算のために1/10秒毎の値を得るために、流速および音波速度の測定は平均化される。熱量計は、吸気容積、呼気容積、吸気酸素濃度 (キャリブレーション目的のため)、呼気酸素濃度、周囲温度、周囲湿度、および周囲圧力を計算する

ために、このデータを集積する。次いで、一つの呼吸ブロックを得るために10回の呼吸を平均化する。呼吸ブロックの終点で、該ブロックについて $VO_2$ を計算する。定常状態を決定するために、三つのブロックをチェックして、それらが相互に一定のパーセンテージ内にあるかどうかを調べる。例えば、先の二つのブロックの両方が現在のブロックの7パーセント以内であれば、該ブロックには定常状態のフラッグが付される。一定の数の連続的なブロック、例えば4または5の呼吸ブロックに定常状態のフラッグが付されたときに定常状態に達したと決定され、次いで、 $VO_2$ および $VCO_2$ を使用してRMRが計算され、これがディスプレイ18に表示される。典型的には、1分間当り8~10の呼吸が用いられ、従って一つの呼吸ブロックの長さは約1分である。明かに、他の方法でデータを処理してもよい。また、一定のエラー状態が指示されてもよい。例えば、呼吸が速すぎたり遅すぎるときに、エラー信号で指示してもよい。また、流速が高すぎる場合、許容範囲外のRMR、ハードウェアエラー、または他の理由についてのエラーを指示してもよい。

#### 【0107】

先に述べたように、殆どのユーザーは、呼吸を安定化させて静止代謝速度を示すために幾らかの時間を必要とする。しかし、本発明のもう一つの側面によれば、定常状態期間におけるデータを予測するために、「沈静(settling down)期間」の間のデータを用いてもよい。

#### 【0108】

測定される代謝速度が静止代謝速度であるために、人間は完全にリラックスしているべきである。しかし、人の呼吸は、特に鼻および口の上にマスクを配置した直後の期間には、マウスピースまたはマスクの存在によって屢々影響されるであろう。正確な測定は、マウスピースが適正な位置に置かれた後に一定の期間、例えば2分だけ遅くなり、その期間の後に正常に復帰する可能性がある。しかし、マウスを長時間着用すると、人は快適さを感じないかもしれない。

#### 【0109】

人間の代謝速度の正確な値を決定するための必要な時間を減少させるために、静止時の値に向かっているデータから、静止時レベルの $VO_2$ を抽出するためのア

ルゴリズムを用いてもよい。図18は、間接熱量計を使用して得られた、 $VO_2$ 測定（従って測定された退社速度）vs.時間の可能なデータの組を図示している。酸素消費は時間の関数として、例えば呼吸毎または一定の数（例えば10）の呼吸のブロックの関数として測定される。図18において、実線で示される測定された酸素消費は、時間が経過するに伴って、破線で示す真の静止代謝速度に対応した値に近づく。人の実際の代謝速度は、初期には呼吸の異常のために高いが、測定の間は一定であることができ、他の場合には、代謝速度自身が真の静止代謝速度の値に向かって徐々に低くなることがある。両方の場合についてモデル化することができる。得られたデータは、静止代謝速度を含む多くのパラメータの形で、数式（例えば多項式、指数関数、対数関数、他の関数等）に適用される。静止代謝速度はデータへの適合から決定され、この測定におけるエラーはデータへの適合の質から評価される。このプロセスは、呼吸分析の進行と共にリアルタイムで連続的に実行することができるので、正確な測定が行われたら測定を停止し、マウスピースを取外すことができる。或いは、データを保存して、試験が完了した後には数値解析を行うことができる。

#### 【0110】

使用されるデータ適合の正確な形態は、マウスピースおよび他の試験条件に対する人間の反応に依存する。この例では、図18に例示した場合について、データは次式に適合され得る。

$$VO_2 = A + B \exp(-t/C)$$

ここで、Aは真の静止代謝速度に対応する $VO_2$ の容積であり、Bは試験開始時の呼吸異常の尺度であり、Cは試験の開始後に呼吸が如何に迅速に正常に復帰するかの尺度である。人に対して多くの初期試験を行った後に、その人の試験に対する呼吸反応をモデル化する適切な式を選択することができる。或いは、その人に関する年齢または他の人工統計的データに基づいて、モデルを選択してもよい。適合性を改善するために、最初の呼吸または最初の数回の呼吸をデータから捨象してもよい。

その後の呼吸分析は、この分析、例えば下記の方法または他の方法を使用して、短縮してもよい。

## 【0111】

(a) 初期試験の後、呼吸が低下して正常に近づくための時間を決定し、これを使用して試験の長さを決定することができる。試験の最初の部分からのデータ排除して、残りの測定を平均化することができる。例えば、上記式が適用可能であれば、数倍（整数または分数）のCが通過する前に得られたデータを捨象してもよい（例えば、C = 10秒であれば、試験の最初の30秒の間に取り除かれたデータを捨象して、残りのデータを平均化すればよい）。

## 【0112】

(b) 試験からのデータがリアルタイムで分析されれば、この試験は、データへの許容可能な適合が得られたときに終了させることができる。

## 【0113】

(c) 試験を進行させながら専門家によってデータを検討してもよく、十分な品質のデータが測定されたと専門家が判断したときに試験を停止すればよい。この判断は経験に基づくであろう。

## 【0114】

本発明の熱量計を通して呼吸をする人について、データは熱量計時間によって保存され、次いで表示、分析等のためにもう一つの電子装置に送信される。また、データは、試験が進行中に（即ち、「リアルタイム」で）もう一つの電子装置に送信されてもよい。熱量計からもう一つの装置へのデータ転送は、フラッシュカード（メモリーカード）、無線送信（例えば、Bluetooth）、ケーブル、IR送信、または他の電磁氣的または電気的方法を使用して行ってもよく、または熱量計を他の装置に差込むことによって行ってもよい。フラッシュカードの使用は、2000年1月19日に提出されたMaul tの仮特許出願第60/177,009号に詳細に開示されている。更に、当該熱量計はデータ分析を行うための計算手段を備えていてもよい。

## 【0115】

一定の状況下において、ユーザーは、試験の間に定常状態に達することができない。これらの状況下において、熱量計は読取りが不可能であること、および定常状態値が推定され得ることを指示する。一つのアプローチに従えば、ユーザー

が定常状態に近いと思われるときには、試験の終わりに向かうブロックに幾らかの追加の重み付けを与えて、試験の際の呼吸ブロックを平均化してもよい。明かに、熱量計によって記録された詳細なデータを、経験を積んだ専門家が観察して該データの信頼性を決定してもよい。例えば、熱量計をデスクトップコンピュータに接続してもよく、該コンピュータは測定毎または呼吸毎のベースでデータを記録および/または表示する。この方法において、専門家は、被験者が定常状態に達するためには問題を有していることを観察し、当該装置とより良く付合うための方法に関して相談し、示差を与えることができる。また、詳細なデータは、被験者についての価値ある他の指示を提供することができる。

#### 【0116】

##### <衛生を改善した熱量計の実施例>

本発明による熱量計は、一人のユーザーから他のユーザーへと病原体を伝播する過度の危険を伴わずに、複数のユーザーが安全に使用することが可能である。先に述べた本発明の好ましい実施例において、個々のユーザーには、その呼吸コネクタと共に自分用の使い捨て部分が与えられる。フィットネス施設または医者は、再使用可能な部分を保有する。あるいは、個々の夫々のユーザーが完全な熱量計を保有してもよく、使い捨て部分を洗浄目的のために取り換えるだけでもよい。しかし、熱量計は、病原体が一人のユーザーから他のユーザーに容易に伝達されないように設計するのが好ましい。本発明の幾つかの改良された衛生バージョンが図19～図26に開示されており、酸素センサの別の構成が図9に示されている。

#### 【0117】

先ず図19を参照すると、本発明による熱量計が一般に210で示されている。この熱量計は、先に述べた再使用可能な主要部分24と同様の、再使用可能な主用部分212を有している。しかし、図3および図4に示した実施例の場合、ユーザーの吸気および呼気は超音波変換器80および82、酸素センサ84、および出口流路60の表面に接触するに至る。これらは再使用可能部分の一部を形成しており、従って使い捨てされたり、またはユーザー毎に変更されたりはしない。図19の実施例は、ユーザーの息が変換器および酸素センサに接触するのを防止するように

変更されている。使い捨て部分214は、外側シェルの上端を閉鎖する天井216、および外側シェル218の下端を閉鎖する床220を有している。天井216の孔222は、上方の超音波変換器224に整列し、孔222の中に配置された細菌バリア材料片を有している。このバリア材料は、病原体の通過を阻止するが超音波パルスを通過させるような、如何なる種類の材料であってもよい。同様に、下方の超音波変換器に整列した孔228が、床220に形成されている。この孔228にも細菌バリア材料片232が配置されている。この実施例における酸素センサ234は、先に開示した実施例に比較して、上方に幾分移動されている。主要部分21における凹部の後壁236には開口部238が形成され、該開口部238は酸素センサの前方検知表面と整列している。使い捨て部分214の外側シェル218は、この開口部238を通過して下方に延び、使い捨て部分214の床220に結合される後部壁240を有している。この高部へき240には開口部242が形成されており、該開口部を横切って膜244が配置されている。この膜は酸素を自由に通過させるが、病原体は通過させない。使い捨て部分214の床220には通路246が切られており、再使用可能部分に形成された出口通路の中へと流れを通過させる。この通路248は大きく、吸気および呼気の流れを容易にするための滑らかな側面を有している。この通路248の側面を抗菌剤および/または高ウイルス物質でコーティングして、汚染を防止するようにしてもよい。或いは、使用と使用との間でこの通路を洗浄してもよい。更に別の方法として、使い捨て部分における床の開口部に係合する使い捨てのスリーブを、この通路の中に挿入してもよい。該スリーブは、使用の度毎に取外して廃棄すればよい。

#### 【0118】

図20を参照すると、本発明による熱量計のもう一つ別の改善された衛生バージョンが、250で一般的に示されている。先に説明したバージョンと同様に、熱量計250の使い捨て部分252は、外側シェルの上端を閉鎖する天井254、および下端の殆どを閉鎖する床258を含んでいる。このバージョンでは、薄い微細加工された超音波変換器260が、使い捨て部分の一部を形成する流れチューブ262の上端の直上にある、使い捨て部分252の天井254の下側に装着される。この薄い超音波変換器は、先の実施例で述べた大きな超音波変換器を置換するものである。この変換器は、微細加工された超音波変換器アレイ、例えばカリフォルニア州サンノ

ゼのSensant社によって製造されるものであればよい。

【0119】

電気接点264が、変換器260の直ぐ後方にある使い捨て部分の後壁266に配置されており、例えば配線268によって、変換器260に電氣的に接続されている。対応する電気接点270が、熱量計250の再使用可能部分274における凹部の後壁に配置され、使い捨て部分252の接点264と整列される。再使用可能部分の接点270は、主回路基板に配線で接続されている。従って、使い捨て部分252が熱量計の再使用可能部分にドッキングされると、薄い超音波変換器260は主回路基板276と電氣的に導通する。しかし、薄い変換器260およびその付属配線は使い捨て部分252に装着されているから、全体の変換器は使い捨て部分の残部と共に配置されてもよい。これにより、ユーザーの息と変換器との接触に関する如何なる問題も防止される。或いは、使い捨て部分を、変換器を傷付けない特別の洗浄方法に従って洗浄されるように設計してもよい。

【0120】

下方の薄い超音波変換器278は、使い捨て部分252の床258の上面に配置され、流れチューブ262と整列されて、流れチューブを通る流れを測定するために、上方の変換器260と協働する。上方の変換器260と同様に、下方の変換器278は、凹部の後壁272に配置された電気接点282に隣接した電氣的接点280に配線される。使い捨て部分との間で吸気および呼気を流すように、使い捨て部分252の床258には通路284が形成されている。この通路は、熱量計の再使用可能部分274における底部の大きな流れ領域と連通している。別の態様として、使い捨て部分の床における通路が、その直下に再使用部分の一部をもたないように、再使用可能部分の全体の下方向部分を移動させてもよい。この方法では、該通路を通して流れる吸気および呼気が、再使用可能部分の如何なる部分とも接触することなく、周囲の大気へ又は周囲の大気から直接流れる。

【0121】

熱量計のこの実施例はまた、別のバージョンの酸素センサ288を使用する。このバージョンにおいて、酸素センサのLEDおよびフォトダイオード部分は、凹部の上端と下端の略中間において凹部の後壁に配置されたセンサパッケージ290の

中に組込まれる。酸素センサ288の残部は使い捨て部分252の一部を形成し、蛍光部分292と称される。この蛍光部分292は、センサパッケージ290に隣接した外側シェル256の後表面から、流れチューブ262の壁298の中に延びる光パイプ294からなっている。蛍光材料300は、流れチューブ262を通して流れるガスと接触するように、光パイプ294の端部に配置される。光パイプ294は、蛍光材料300との間で進行する光を伝導する。この構成は、ユーザーの域と接触するに至る酸素センサ288の一部の使い捨てを可能にする。図示のように、蛍光材料300は流れチューブ262の略中間に配置される。これは、酸素センサによって検知される流れ部分が、流速について測定されている流れ部分の略中点にあるという利点を提供する。これは、より良好な、流れおよび酸素濃度測定の時間相関を可能にする。

#### 【0122】

図9を参照すると、もう一つ別のバージョンの酸素センサ302が開示されている。このバージョンでは、センサパッケージ304が円形ボード304に接続されている。センサパッケージ304は、発光ダイオードLEDおよび先に述べた実施例のフォトダイオードを含んでいる。蛍光材料片308は、その一部が図示されている流れチューブ312の壁の中に配置される。光は小さな隙間を横切って、センサパッケージ304と蛍光材料308との間を進行する。明かに、この構成は流れチューブの異なる構造を必要とする。しかし、それは使い捨て部分を備えた酸素センサの単純且つコンパクトな構成を可能にする。

#### 【0123】

開示された使い捨て部分を備えた酸素センサの重要なファクターは、キャリブレーションである。ここに記載されたタイプの蛍光を消光する酸素センサは、典型的に、使用する化学についての注意深いキャリブレーションを必要とする。しかし、蛍光材料の高度に正確で且つ反復可能な適用は、個別化されたキャリブレーションの必要性を少なくする。その代り、使い捨ての蛍光材料を用いて正確な酸素濃度測定がなされ得るように、センサパッケージは蛍光材料の数理的モデルを含むことができる。先に述べたように、吸気の際の酸素センサのキャリブレーションは精度を更に改善する。

#### 【0124】

次に、図21を参照すると、本発明による熱量計と共に使用する衛生を改善するための別のアプローチが図示されている。本発明の何れかの実施例による熱量計本体が、320で一般的に示されている。殺菌フィルターモジュール322が、熱量計320の入口導管324と、ここではマウスピース326として示す呼吸コネクタとの間を接続している。図21および図22を参照すると、モジュール322は、一方の側に形成された熱量計ポート330および他方の側に形成された呼吸ポート332を備えたフィルターハウジング328を有している。熱量計ポート330は熱量計の入口導管324と嵌合する一方、呼吸ポート332は呼吸コネクタと嵌合する。ハウジング328は、図21に示された一般に矩形の形状を含む種々の形状であってよい。3M社から入手可能なFiltrete（登録商標）のような一片の生物学的フィルター材料334がハウジング328内で延びており、呼吸ポート332と熱量計ポート330の間を流れる空気は、該フィルター材料を通過しなければならないようになっている。このフィルター材料は病原体を除去するように働くことにより、病原体が呼吸コネクタから熱量計の中に流れるのを防止する。この方法において、熱量計は使用中も衛生的なままである。その後の各ユーザーは新たなフィルターモジュール322を使用し、使用されたモジュールはユーザーが保持するか、または廃棄する。

#### 【0125】

図22を再度参照すると、モジュール322は、側壁336を相互に結合する外周縁338を備えた、二つの一般的に平行で離間された側壁336を有することが分かる。フィルター材料は、一般に側壁336に平行で、外周縁338の間に延びている。図22に最もよく示されているように、唾液保持壁340が、呼吸コネクタ326に最も近接したフィルター材料の側で、フィルター材料334に隣接した底部縁から上方に延びている。特に、マウスピースを用いて熱量計を使用している最中に、唾液が呼気中に随伴されるが、好ましくは熱量計中には導入されない。随伴される唾液の多くは、呼吸ポート332の下縁に沿って側壁336の内側を流れ落ち、図示のように、唾液保持壁340と側壁336との間の領域に集まるであろう。また、幾らかの随伴した唾液はフィルター材料に接触して下方に落下し、唾液トラップの中に集められる。この構成は、熱量計の使い捨て部分における先に述べた唾液トラップの

必要性を回避するが、それは他の目的で保持されてもよい。

【0126】

次に、図23および図24を参照すると、別の衛生バリア構成が図示されている。図23および図24の構成では、マウスピースの代わりにマスク342が設けられる。この場合、マスク432は、熱量計348の入口導管346に結合する半剛性の外側シェル344からなっている。マスクシェル344は、ポリスチレンを含む種々の材料の何れで製造されてもよい。このマスクシェル344は、好ましくは、熱量計の使い捨て部分の入口導管346に超音波結合されて、気密シールを提供する。使い捨てマスクライナー350が、マスクシェル344の中に挿入される。このマスクライナー350は、マスクシェル344の一部の上に重なるライナーシェル352、マスク342をユーザーの顔面にシールするためのフェースシール354、および熱量計の中に流入および流出する全てのガスをフィルターする衛生バリア356を含んでいる。ここでも、衛生バリア356は3M社のEltrete（登録商標）のような材料である。フェースシール354は、好ましくは、容易にユーザーの顔面形状に成形されて確実なシールを与える膨張シール膜である。このフェースシール354は、例えばセメントボンドによって、好ましくは真空成形されたプラスチックのライナーシェル352に確実に取り付けられる。衛生バリア356は、例えば超音波結合によってライナーシェル352に結合される。

【0127】

今度は図25および図26を参照すると、別のフィルターマスク設計360が開示されている。先のバージョンと同様に、半剛性マスクシェル362は、熱量計368の使い捨て部分366における入口導管364に結合される。マスクライナー370は該シェルの中に挿入され、また使い捨て可能である。マスクライナー370は、Fitrite（登録商標）のような衛生バリア材料片372を含んでおり、これは例えば挿入モールドによってライナーシェル374に結合され、次いでエラストマー材料の射出モールド型フェースシール376と共にモールドされる。該フェースシール376は、ユーザーの顔面に強固にシールされることによって漏れを防止する。

【0128】

ユーザーの顔は寸法および形状が変化するため、マスクシェルおよび/または

マスクライナーは、種々のユーザーに適するように種々の寸法および形状で提供される。また、当業者に明らかなように、息がフィルターされる他の設計のマスクおよびフィルターハウジングを使用してもよい。本発明によれば、衛生バリア材料片を横切る圧力降下を防止するように、比較的大きな衛生バリア材料片が用いられる。この方法において、該バリア材料は熱量計を通る流れの抵抗を顕著に増大せず、それによって熱量計を使用する際に追加のエネルギー消費を生じさせない。

#### 【0129】

代替として、本発明によるマスクは、ユーザーの鼻孔を開くことによって、マスクを通しての呼吸に伴う労力を低減するために、外鼻孔拡張器を含んでもよい。一つのアプローチとして、粘着パッドをマスクの鼻部分の内側に設けてもよい。このパッドは、ユーザーの鼻に圧接され、また開放されたときに、マスクは鼻孔通路を開く。

#### 【0130】

##### <他の代替設計>

上記で述べた本発明の実施例は、本発明の範囲または教示を逸脱することなく、種々の方法で変更してもよい。以下の説明は、好ましい実施例に対する多くの代替設計および変更である。

#### 【0131】

本発明の好ましい実施例は蛍光ベースの酸素センサを利用するが、他のアプローチを使用してもよい。他の可能な酸素検知方法は、迅速応答に適合されるのであれば、酸化ジルコニウムを用いた固体酸化物センサ又は他の電気化学センサを含む。分子蛍光、例えばレーザー誘導蛍光を使用してもよい。例えば、流路に沿ってレーザー放射を送り、流路の側部のセンサを使用して蛍光を検出し、または光ガイドを使用して、蛍光を装置の再使用可能な本体の中の検出器に伝達することができる。同様に、非線型ラマン分光器を含むラマン分光器を使用してもよい。レーザービームは流路に沿って通過し、該ビームに対して或る角度方向で検出される。位相感受性検出がそうであるように、レーザー放射を除去する狭バンドフィルターは検出を補助するであろう。他の酸素検出技術には、レーザー吸収；クロマトグ

ラフィー法；膜を通しての拡散速度に基づくセンサ；または迅速応答熱量センサ、例えば、酸素の存在下における遷移金属錯体のような膜の光吸収または光反射の変化が含まれる。振動で励起された分子からのIR放出を検出してもよい。分子を選択的に振動させ、またはバイブロニックに励起させるために、レーザー放射を使用してもよい。また、例えばA. Mills, Platinum Metals Review, June 1997；米国特許第5119463号などに記載されているように、蛍光化合物（例えば、白金および金の錯体）は酸素検出のために有用である。分子の選択的な（例えばレーザー）光イオン化と、これに続く光イオンおよび電子の検出は、分子濃度に比例した光電流を与えることができる。また、吐出されたガスの超音波スペクトルは、特に広域スペクトル応答（10 MHz以下および更に高い周波数）の微細加工された超音波変換器を使用するときには、濃度に関する分子情報を含んでいる可能性がある。

#### 【0132】

先に述べたように、本発明の好ましい酸素検知能力は、二酸化炭素センサの追加によって補強することができる。他のガスを同様に検知してもよい。酸素センサ、二酸化炭素センサ、並びに他のガスセンサを、ここでは成分ガス濃度センサと総称する。二酸化炭素検知は種々の方法で達成すればよい。二酸化炭素濃度は、MauItの先の特許および出願の幾つかに記載されているように、容積測定と組合せて、二酸化炭素スクラバーを使用することにより測定することができる。また、MauItの先の特許および出願に記載されているように、酸素の測定を伴わずに、二酸化炭素の測定に基づく代謝計算を行ってもよい。本発明による熱量計は、酸素センサを用いずに、キャップノメータのような種々の二酸化炭素の何れかと共に構築することができる。二酸化炭素は、強いカルボニル吸収を用いたIR吸収、または酸素について先に列記した他の分析技術を使用して測定してもよい。二酸化炭素センサおよび酸素センサは、例えば、選択的透過膜または蛍光化合物を使用した、組合せ蛍光消光センサのための同じパッケージの中に組合せてもよい。

#### 【0133】

間接的熱量測定に対する他のアプローチとして、本明細書の一部として援用す

るMaultのPCT WO 00/07498に開示されたアプローチを、本発明に従って構築される熱量計の中に組込んでよい。即ち、酸素センサを省略して、WO 00/07498における何れかのアプローチに基づいてマスフローを決定することができるであろう。これは、酸素センサに付随するコストを回避する。或いは、マスフローに基づくアプローチを、一以上のガス濃度センサの補強として使用してもよい。

#### 【0134】

間接的熱量測定に対する更にもう一つのアプローチとしては、二酸化炭素スクラバーを使用して、吸気流および/または呼気流から実質的に全ての二酸化炭素を除去し、容積流量の差を測定して、生成された二酸化炭素の量を決定してもよい。これから代謝速度を決定してもよい。これは、成分ガス濃度センサの必要性を回避する。その代わりに、スクラバーおよび二方向流量計のみが必要とされる。このアプローチは、Maultの米国特許番号5,179,958に更に開示されている。本発明の上記実施例は、このアプローチを利用するように容易に構成することができる。例えば、スクラバーモジュールを、図21の衛生フィルターモジュールの一部として、またはその代わりに、使い捨て部分と呼吸コネクタとの間の流路に挿入すればよい。或いは、延びた流路の中にスクラバー材料を含めるように、使い捨て部分を設計してもよい。

#### 【0135】

例えば、流路中の物体の冷却速度または熱散逸を使用した、他の流れ検知法が可能である。半導体（例えばシリコン）、セラミックス等を使用したアナログ装置、例えば熱薄膜半導体センサと共に、熱ワイヤ質量センサが当該技術において公知である。他の方法には、タービンもしくは羽根車；障害物の回りまたは孔を通るガス流のノイズレベル；例えばレーザ反射を使用して高精度でモニターできる、例えば、夫々の側の圧力差による孔または膜の歪み；または流路に置かれた他の構造体、例えば微細加工された棒の歪み；および熱電氣的ガス流センサが含まれる。例えば、微細加工された圧力センサを流路の両端に使用することにより、直接的な圧力差測定を用いてもよい。他の構成の超音波変換器も可能である。例えば、三つの変換器をガス流路の縁部に装着して、V字形状の構成を形成してもよい。このV字中央の変換器は、流路の反対側で中央の変換器の両側に等距離

で離間して装着された他の二つの変換器に送信するであろう。二つの送信時間の差はガスの流速に係る。他の流れ測定技術には、流路の熱撮像の後の画像分析；送信された超音波信号のドップラーシフト；または、例えばレーザ放射を使用して測定したときの、分子もしくは原子の吸光もしくは発光帯のドップラーシフトまたは広がりが含まれる。

#### 【0136】

水分に関する問題は、酸素センサを水分から保護し、または空気流から水分を除去することによって減少させることができる。例えば、水分の除去は、呼気ガスを発泡体シート（乾燥機構を含むように製造される）；ゼオライト；分子篩；膜；化学乾燥剤（例えばシリカゲル）に通すことを含んでもよい。これらの水分除去手段は、容易な取換えのために、取り外し可能な部分内に装着するのがよいであろう。酸素センサは、酸素センサを覆って配置された水不透過性で且つ酸素透過性の膜、または該センサを覆って配置された疎水性膜を使用して、水分の影響から保護することができる。

#### 【0137】

ガス流の温度を測定するための他の方法には、光学的または電気的方法を使用して、流路内の微細加工された構造体（例えば多層膜）の熱歪みを検出すること；または温度依存性の分子的もしくは原子的性質（例えば発光波長もしくは吸光波長）をモニターすることが含まれる。呼吸された空気が装置を通過するときの該空気温度のコンピュータモデリングを、スポット温度測定と組合せて詳細な温度分布を得てもよい。熱電氣的センサ、サーミスタ、ピロ電気センサ、サーモパイル等を使用してもよい。吸気の超音波スペクトルにおける温度依存性をモニターしてもよい。流路の熱的イメージングも有用であり得る。

#### 【0138】

現在の実施例に加えて、有用であり得る本発明（以下では「当該装置」と称することがある）の他の多くの適応が存在する。例えば、当該装置の通気孔は、呼気を更なる分析のために他の分析装置に送るよう適合されたコネクタで置き換えてもよい。他のガスセンサを流路に含めてもよい。問題の呼吸成分には、酸素および二酸化炭素（先に述べたとおり）、窒素酸化物、他のラジカル、ケトン類

(例えばアセトン)、アルデヒド類(例えばアセトアルデヒド)、アルカン類(例えばペンタン)、他の炭化水素、エステル、硫化水素、肺疾患または癌の指示薬、他の揮発性有機化合物、バクテリアにより産生されるガス(例えばスルフィド類)が含まれる。定量的肺機能試験のために、不活性ガス(例えばキセノン)の放射性アイソトープ用検出器を含めてもよい。

#### 【0139】

ここまで説明してきた本発明の実施例は、大気ガスの吸込みを仮定している。しかし、本発明は、呼吸ガス供給源からの他のガス混合物の吸い込みにも同等に適用可能である。例えば、熱量計が大気以外の呼吸ガスの供給源および/またはシンクに接続され得るように、通気孔に加えて、またはその代わりに、熱量計の底にコネクタを設けてもよい。このようなアプローチの一つの応用は、麻酔学または呼吸補助装置における、本発明による熱量計の使用である。熱量計を通る流れは、何れの方向および大気以外の圧力においても補助され得る。代謝速度および他の呼吸ファクターの適切な計算がなされ得るように、センサ類はこれら非大気条件をモニターするために使用されることが明らかである。機械的換気装置の一部としての本発明による熱量計の使用に関する追加の側面は、本明細書の一部として援用する2000年2月2日に提出されたMaultの仮特許出願番号60/179,906および2000年2月3日に提出された60/179,961の検討から明らかになるであろう。

#### 【0140】

呼吸プロファイル分析は、例えば末端換気量を正確に決定するために、または例えば閉塞による呼吸異常を調べるために使用することができる。当該装置は、例えばデータ送信、データ分析、表示、フィードバック、または他の使用のために、他の生理学的センサと通信し、および/または他の電子装置と通信してもよい。本発明を使用して得られる肺活量測定/関節熱量測定からのデータは、分析のために、他の生理学的または環境的データと組合せてもよい。当該装置は、試験中の人間の身体に埋設された生理学的センサ、例えば、肺、動脈または静脈の近くに配置された微細加工された超音波流れセンサに、エネルギーを供給するための電磁気放射を生成してもよい。また、本発明による熱量計は、他のセンサまたは生理学的モニターを含んでもよい。例えば、GPS、遠隔測定、携帯電話信号

その他に基づく位置決め装置を組込んで、ユーザーの位置に関する情報を提供してもよい。次いで、当該熱量計は、移動を必要とする運動セッションの際に使用でき、熱量計が代謝情報を与える一方、位置システムは位置に関する情報を与えて、相関および分析を可能にするであろう。

#### 【0141】

本発明は、好ましくは、代謝速度のような呼吸パラメータの測定に向けられているが、本発明の単純な流量計バージョンもまた長所を有する。酸素センサを除去し、また他の方法で単純化すると、本発明は、例えば肺容積試験における流速および容積を測定するための優れた流量計を提供する。また、この流量計は他の用途にも使用できるであろう。

#### 【0142】

本発明による熱量計は、体重または健康管理システムの中に組み込んでよく、該システムはデータ入力のためのパーソナルデジタル補助具(PDA)、通信、生理学的モニター、フィードバック、およびデータ処理を含んでいてもよい。本発明のこの用途および他の用途は、Maultの1999年11月17日に提出された仮出願60/165988号、1999年11月24日に提出された60/167,276号、2000年1月19日に提出された60/177,016号に開示されている。

#### 【0143】

本発明の範囲または教示を逸脱することなく、他の物理的構成が可能である。例えば、代謝パラメータを表示するためのディスプレイの位置を変え、構成を変え、または補充してもよい。試験中に被験者がディスプレイを設定できるような位置に、該ディスプレイを移動してもよいであろう。或いは、熱量計から配線または無線でデータを受信する別のディスプレイを設け、試験の最中にユーザーが容易に見られる場所にディスプレイを配置できるようにしてもよい。これに加えて、或いはその代わりに、健康専門家のような他の人がディスプレイを見るようにしてもよい。試験の最中にディスプレイを見ることは、ユーザーが自分の活動レベル、リラックスレベル、または他の理由による変化に起因した代謝変化を目撃することを可能にする。例えば、当該熱量計およびディスプレイ、または他のフィードバック装置は、人が一定レベルのリラックスに到達するのに補助するため

のバイオフィードバックを使用することができるであろう。また、当該熱量計を使用して呼吸療法およびトレーニングを与え、呼吸の速度、容積および他のファクターをモニターすることもできるであろう。

【0144】

更にもう一つ別の態様として、当該熱量計と共に使用するために、またはその一部として人工「鼻」を設けてもよい。人工「鼻」は、湿度または温度を制御するように、吸気および/または呼気を調節する。これは幾つかの応用にとって利点であり得る。

【図面の簡単な説明】

【図1】

図1は、ユーザーが使用している状態で示された、熱量計を備えた本発明の第一の実施例による呼吸熱量計の斜視図である。

【図2】

図2は、本発明の第一の実施例を示す斜視図である。

【図3】

図3は、本発明の第一の実施例を示す分解斜視図である。

【図4】

図4は、図2の4-4線に沿って示す本発明の第一の実施例の断面図である。

【図5】

図5は、図4の5-5線に沿って示す本発明の第一の実施例の断面図である。

【図6】

図6は、本発明と共に使用するための、酸素センサの一態様を示す分解斜視図である。

【図7】

図7は、本発明と共に使用するための、組立てられた酸素センサを示す断面図である。

【図8】

図8は、再使用可能な部分から取外された使い捨て部分を示す、別のマウスピースを備えた本発明の斜視図である。

**【図9】**

図9は、本発明と共に使用する酸素センサを構築するための、別のアプローチを示す断面図である。

**【図10】**

図10は、本発明による流れチューブおよび超音波センサの一般的構成を示す図である。

**【図11】**

図11は、本発明と共に使用できる超音波流れ検知システムの一態様と共に使用するための、電気回路を概略的に示す図である。

**【図12】**

図12は、本発明で使用する蛍光ベースの酸素センサについて、駆動信号および蛍光応答信号を概略的に示す図である。

**【図13】**

図13は、本発明で使用するための、蛍光ベースの酸素検知システムの電氣的構成を示す概略図である。

**【図14】**

図14は、本発明の好ましい実施例における電子部品を示す概略図である。

**【図15】**

図15は、呼吸パラメータの決定および代謝速度の計算への好ましいアプローチを一般的に示す図である。

**【図16】**

図16は、一回の吸気および呼気についてのガス交換の一例を示す棒グラフである。

**【図17】**

図17は、酸素分圧および任意の第二ファクターの変化に関して、酸素センサの電圧出力の変化を表す一連の湾曲面を示すグラフである。

**【図18】**

図18は、被験者について計算された代謝速度が、試験の間に如何に変化するかの一例を示すグラフである。

**【図19】**

図19は、衛生を改善するために構成された、本発明の第二の実施例を示す断面図である。

**【図20】**

図20は、衛生を改善するための別の構成をもった、本発明の第二の実施例を示す断面図である。

**【図21】**

図21は、本発明による呼吸熱量計および該熱量計と共に使用するための、衛生フィルターモジュールを示す一部分解斜視図である。

**【図22】**

図22は、図21のフィルターモジュールの断面図である。

**【図23】**

図23は、衛生バリアを組込んだマスクの別の態様を備えた、本発明による呼吸熱量計の一部分解斜視図である。

**【図24】**

図24は、図23のマスクの使い捨て部分を示す分解斜視図である。

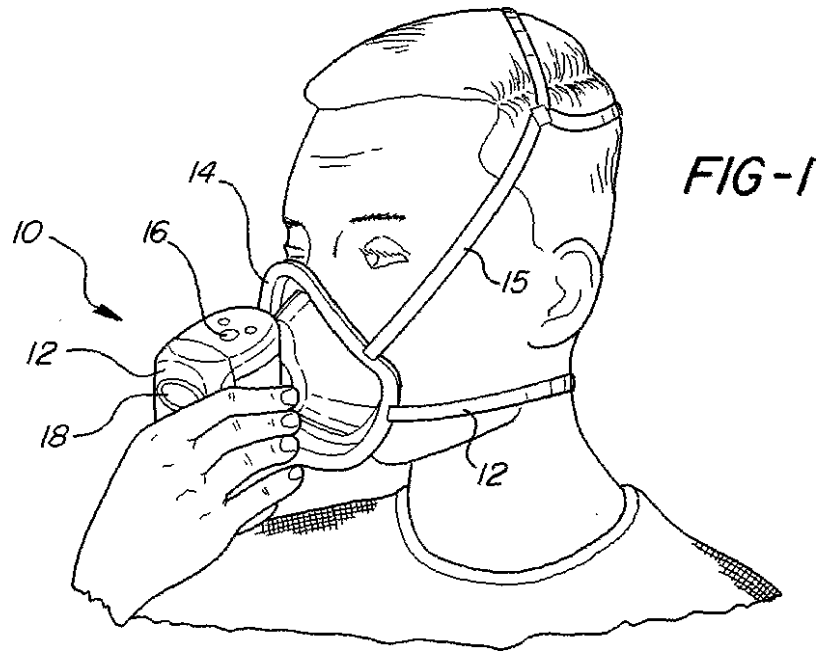
**【図25】**

図25は、衛生バリアを組込んだマスクの第二の態様を備えた、本発明による呼吸熱量計を示す一部分解斜視図である。

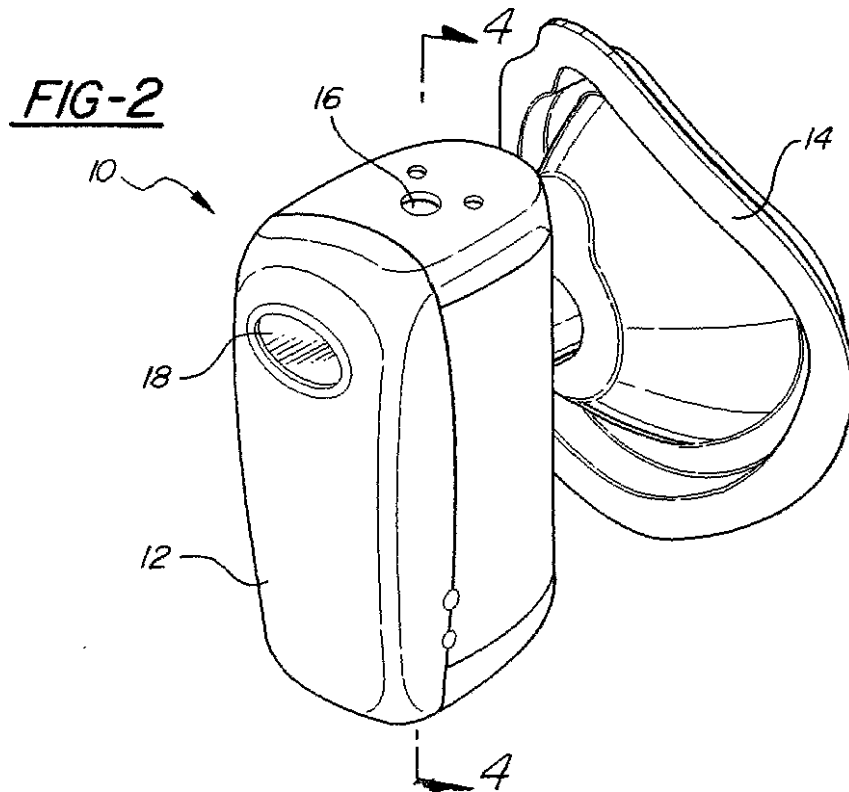
**【図26】**

図26は、図25のマスクの使い捨て部分を示す一部分解斜視図である。

【図1】

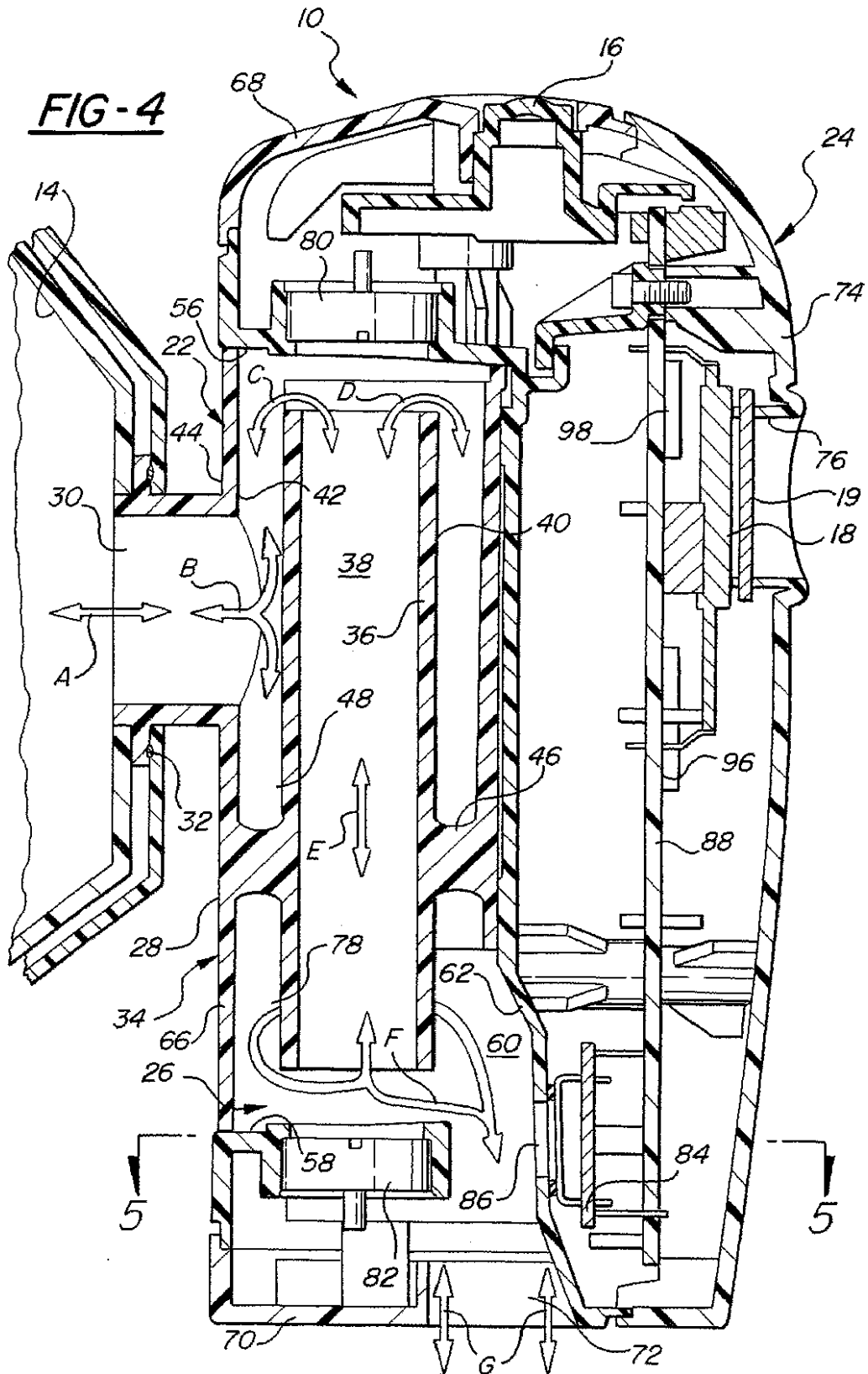


【図2】

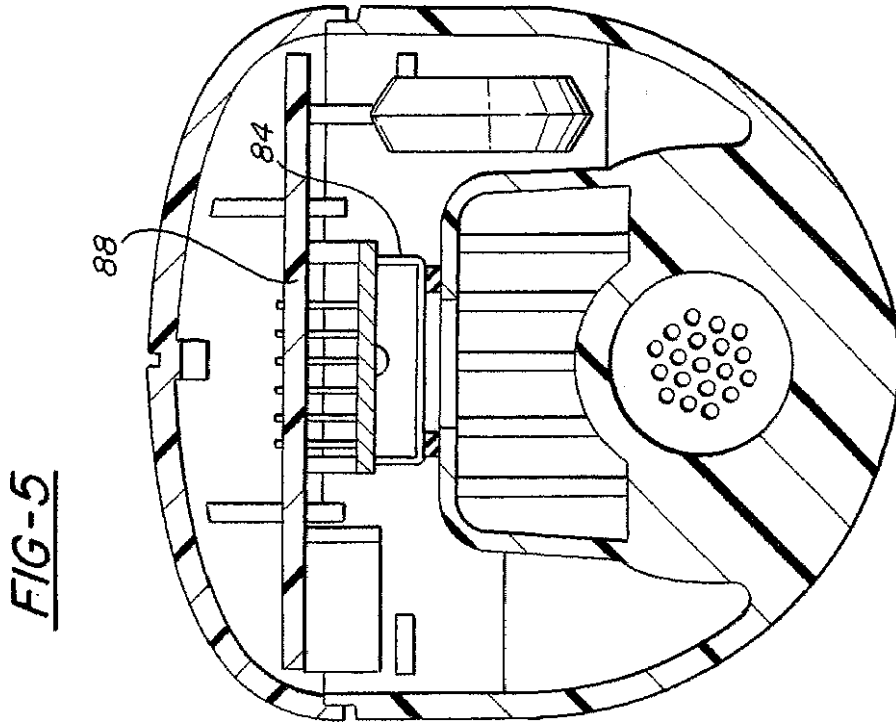




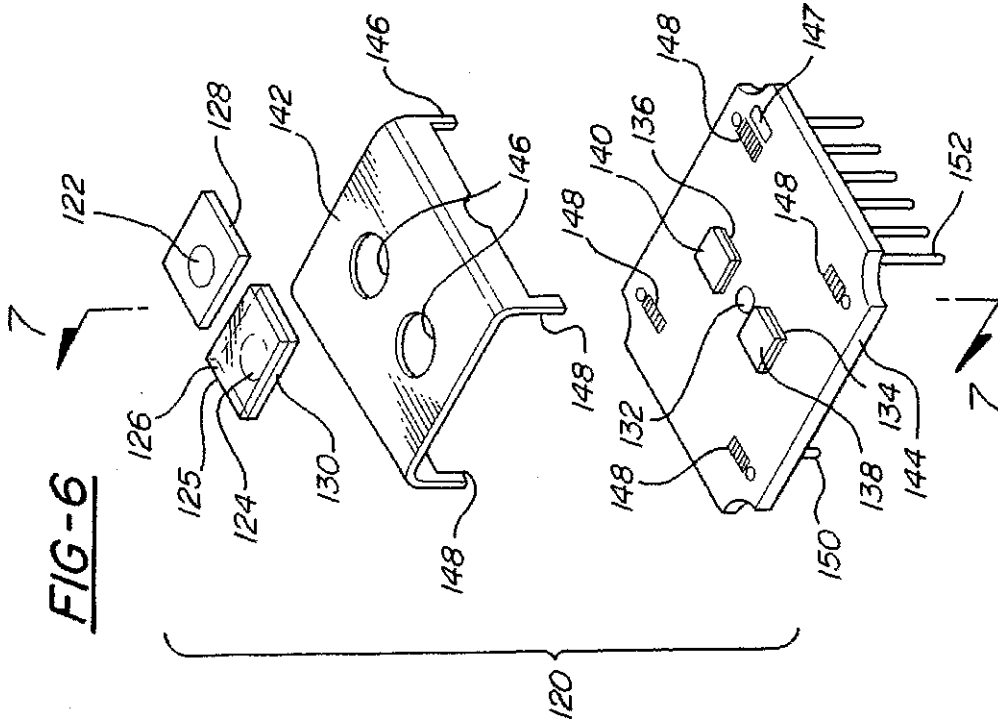
【図4】



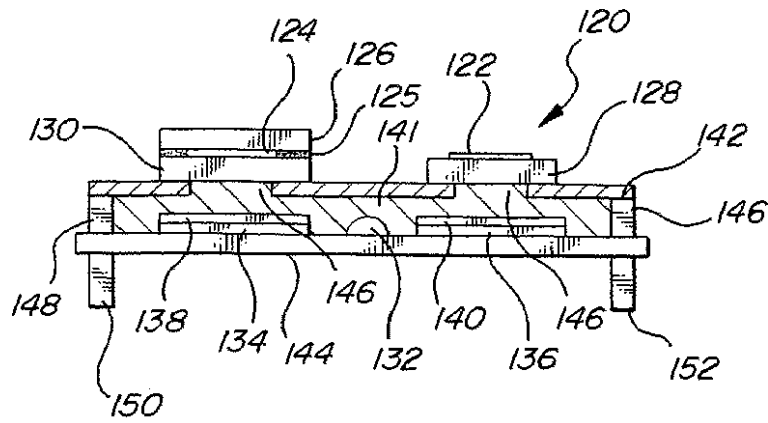
【図5】



【図6】

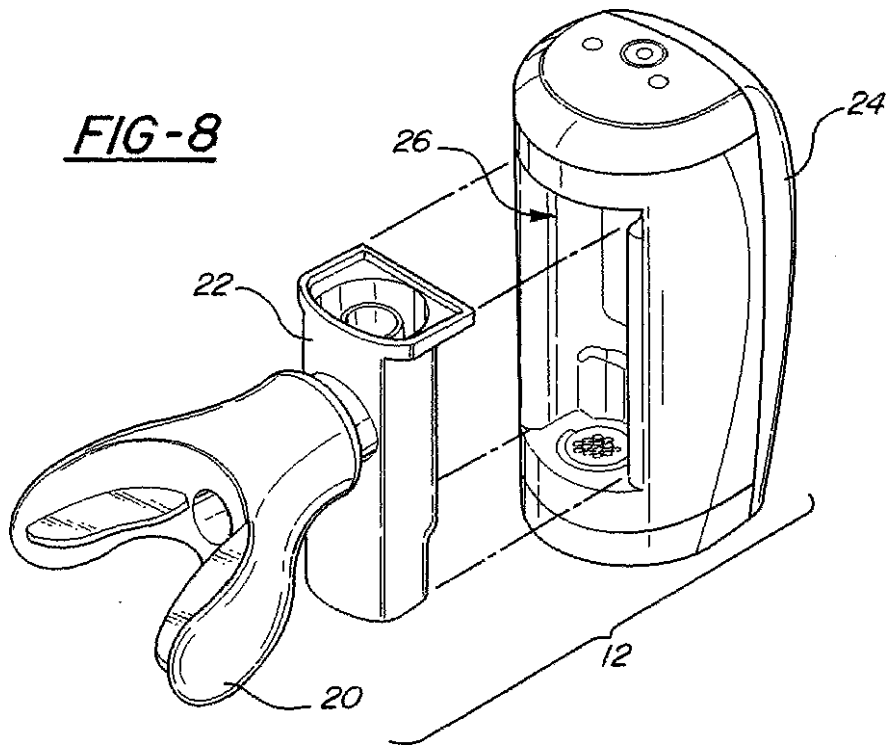


【図7】



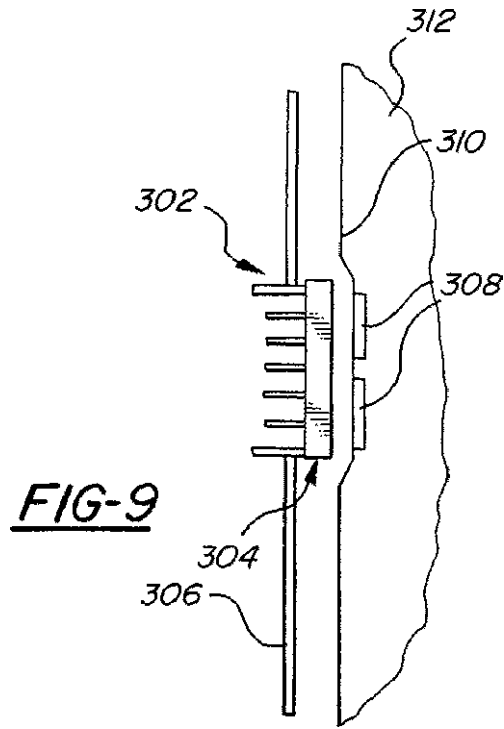
**FIG-7**

【図8】

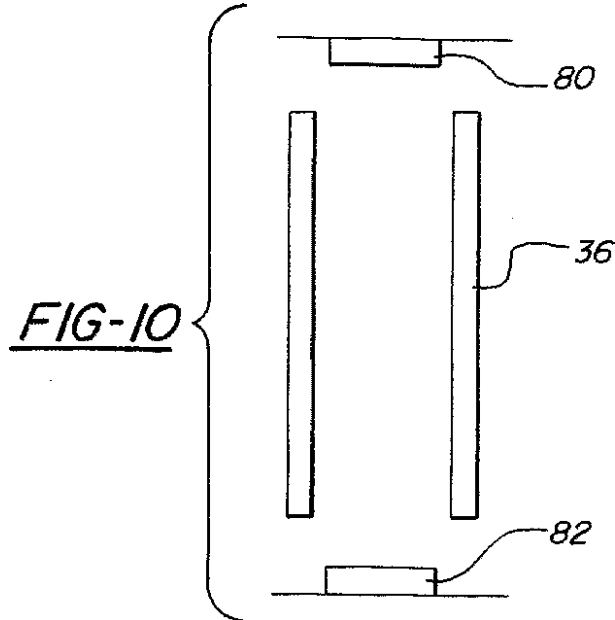


**FIG-8**

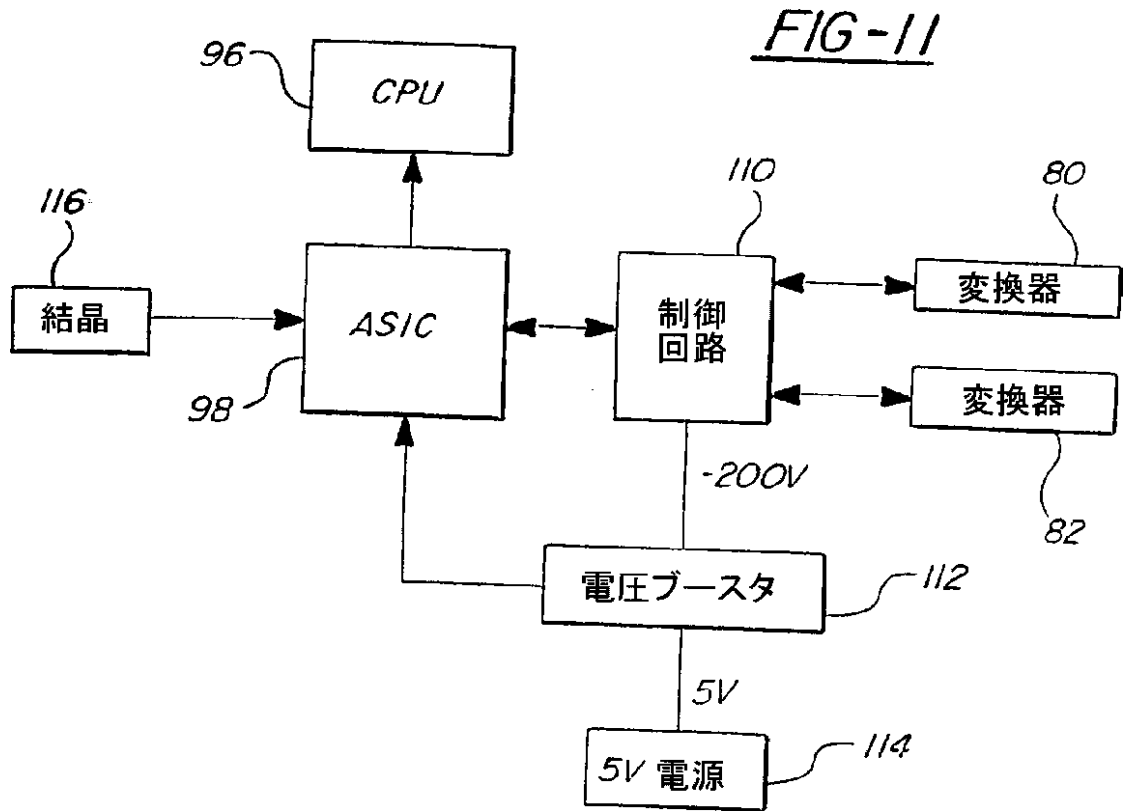
【図9】



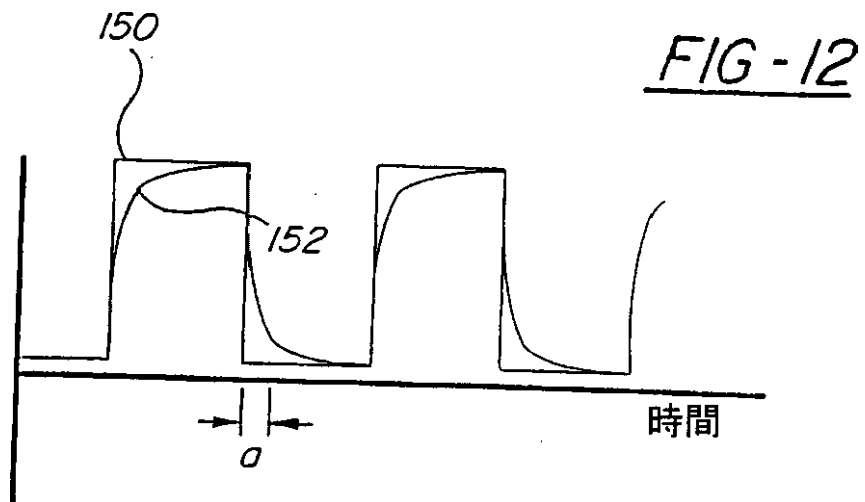
【図10】



【図11】



【図12】



【図13】

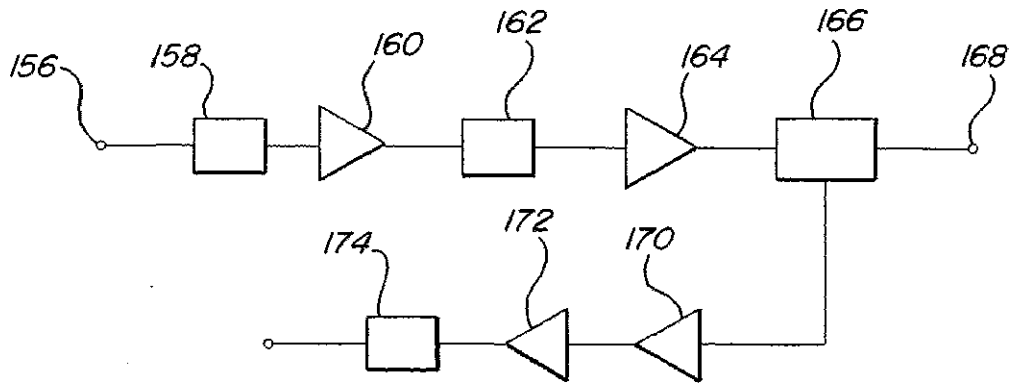


FIG-13



【図15】

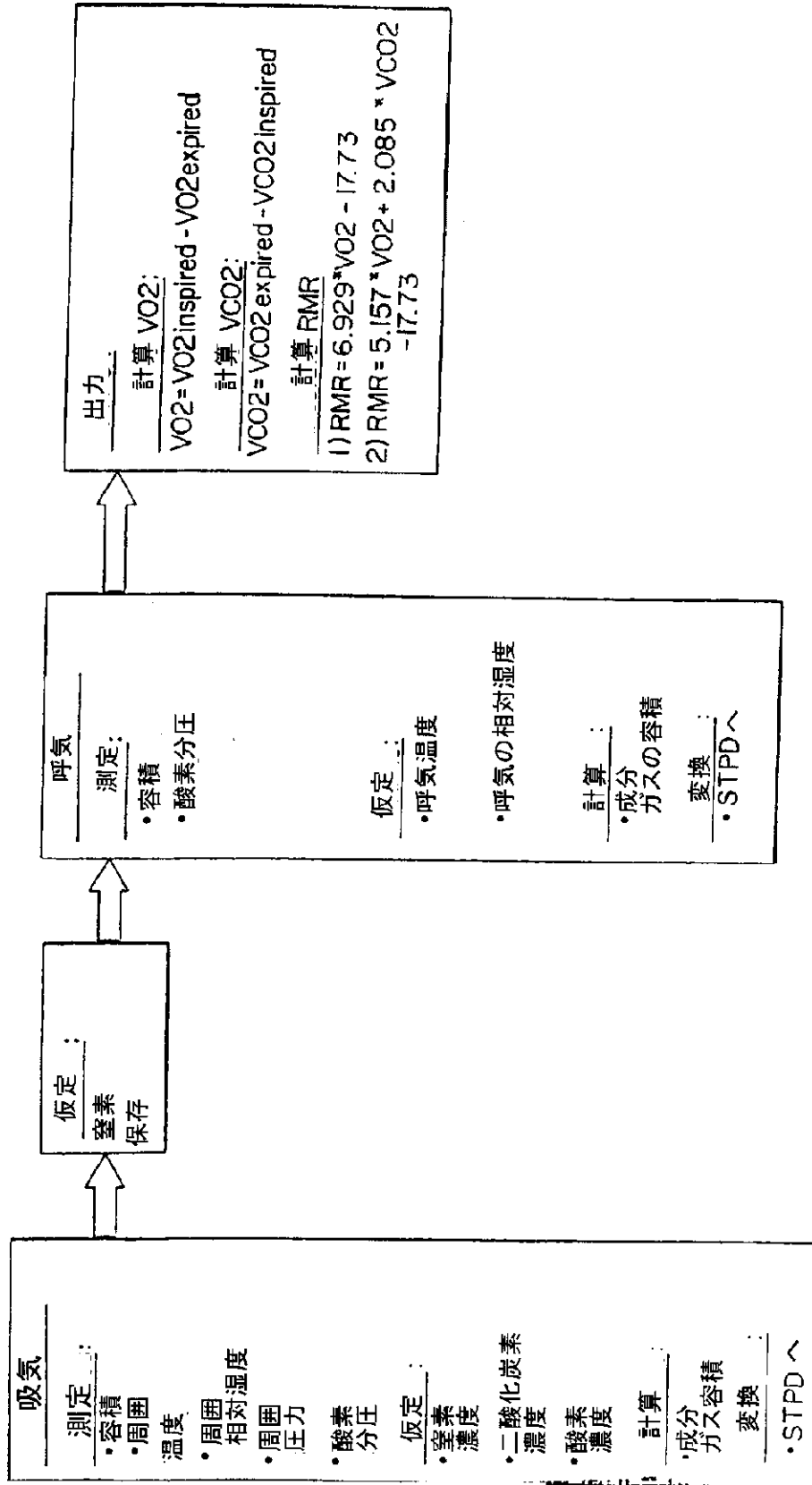
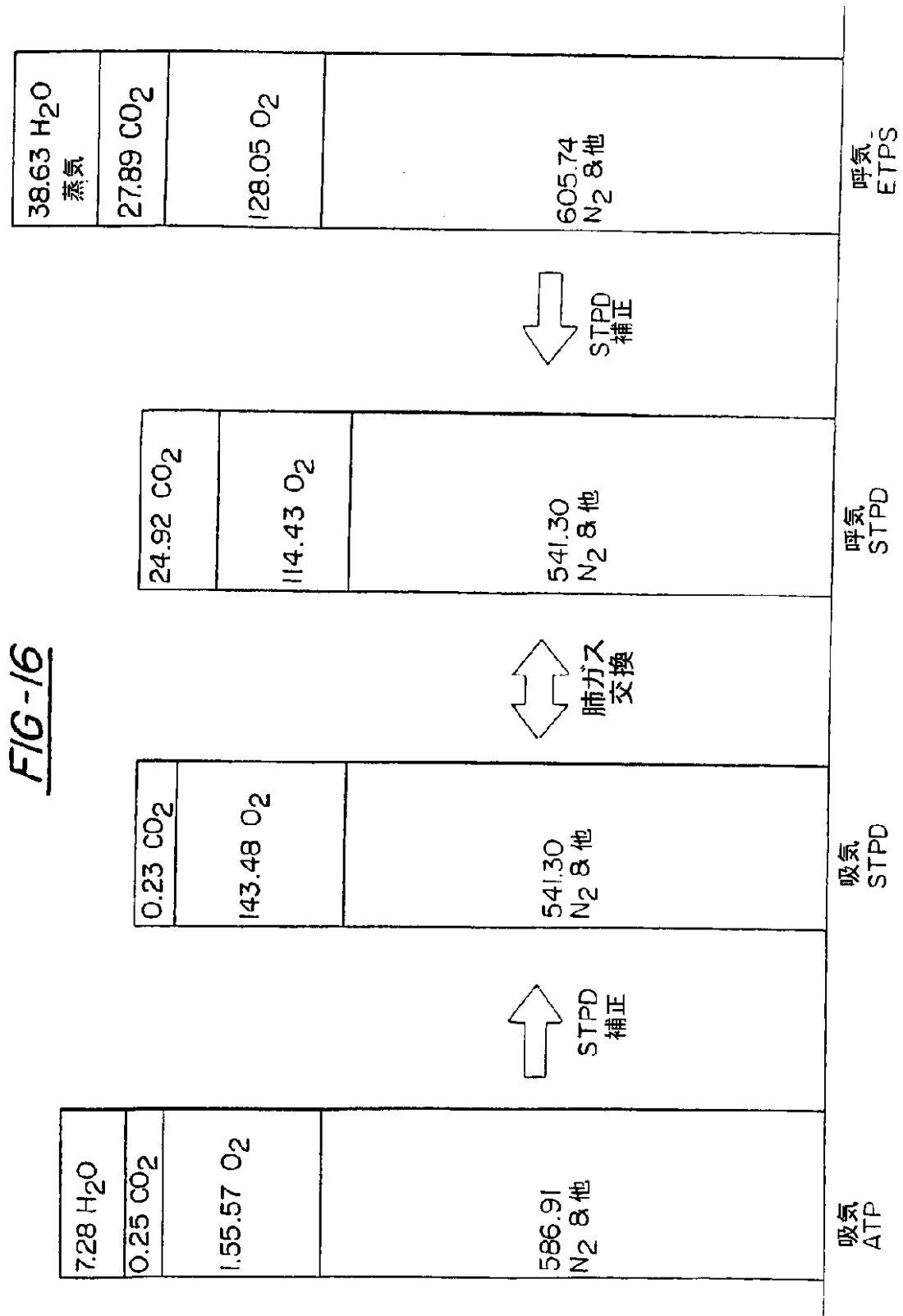
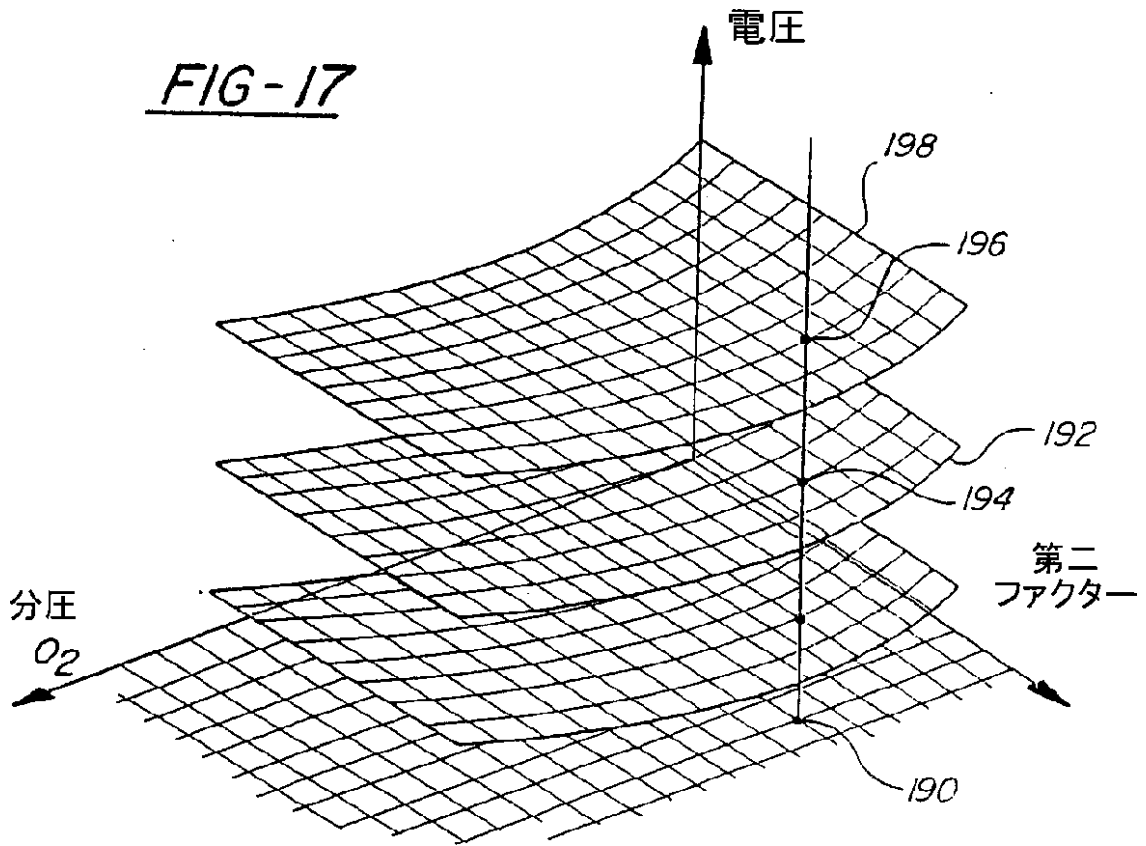


FIG-15

【图16】

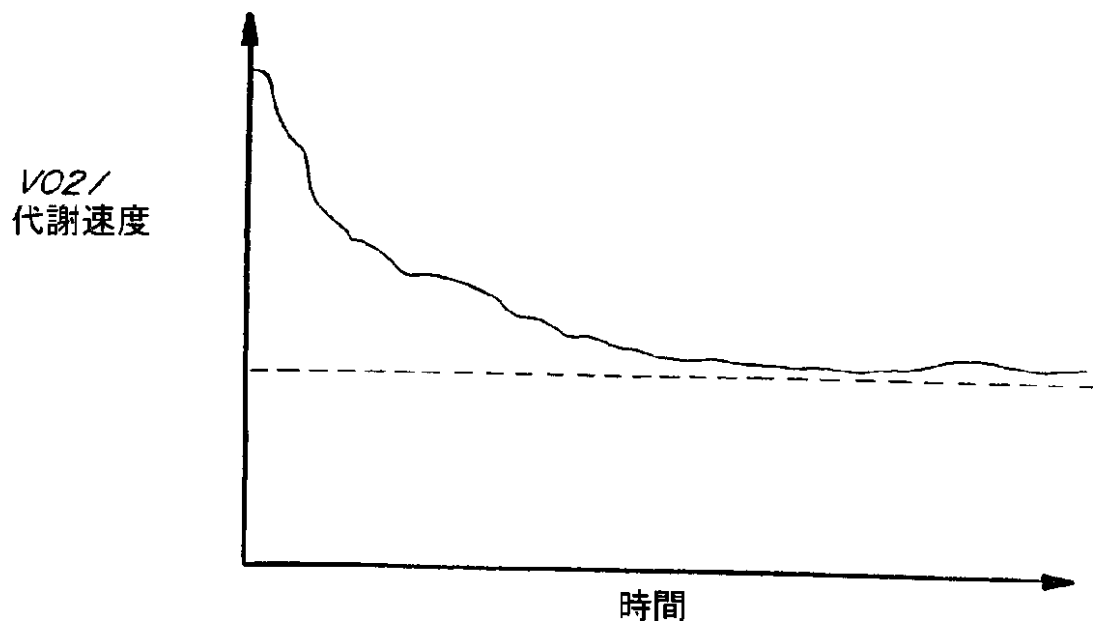


【図17】

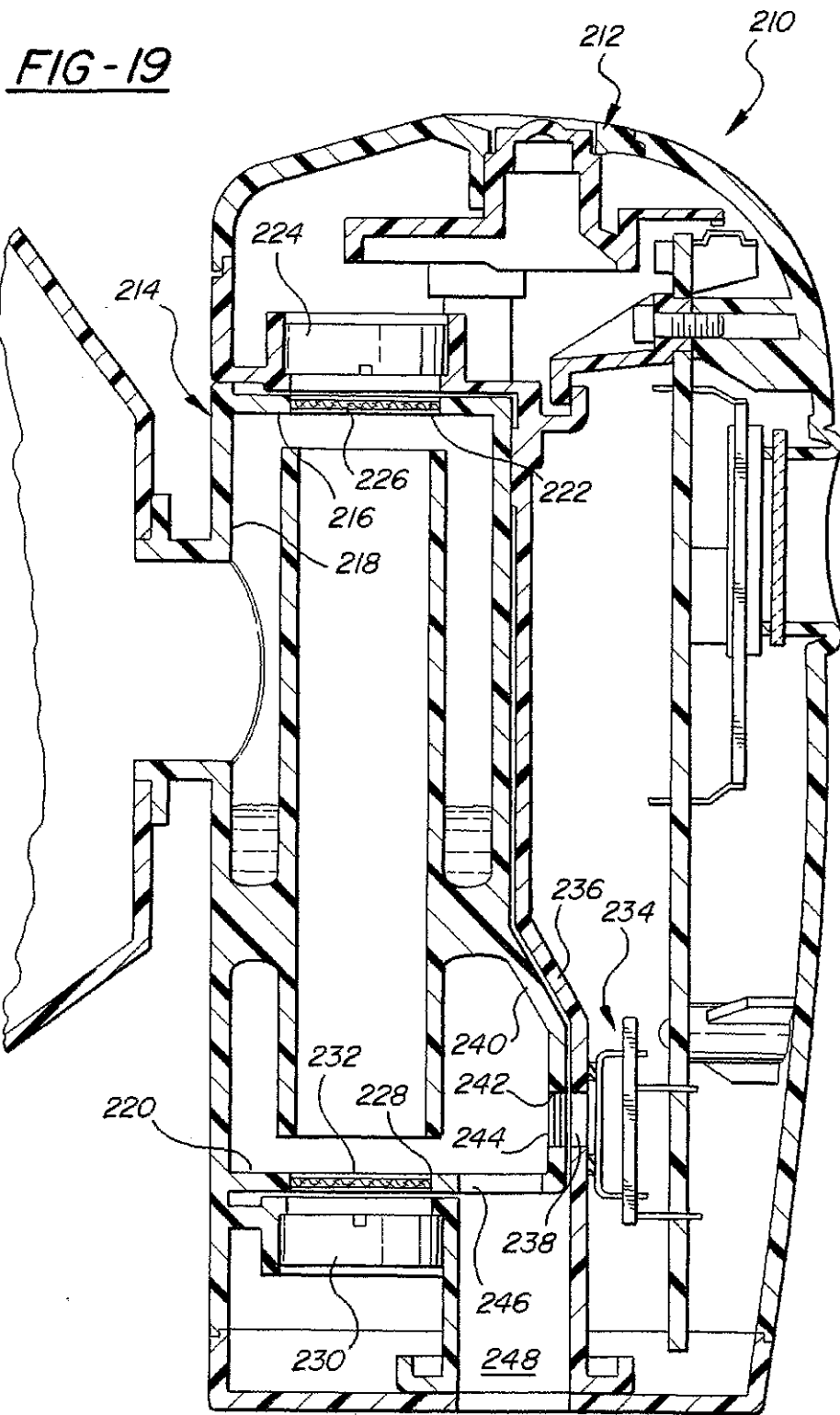


【図18】

FIG-18

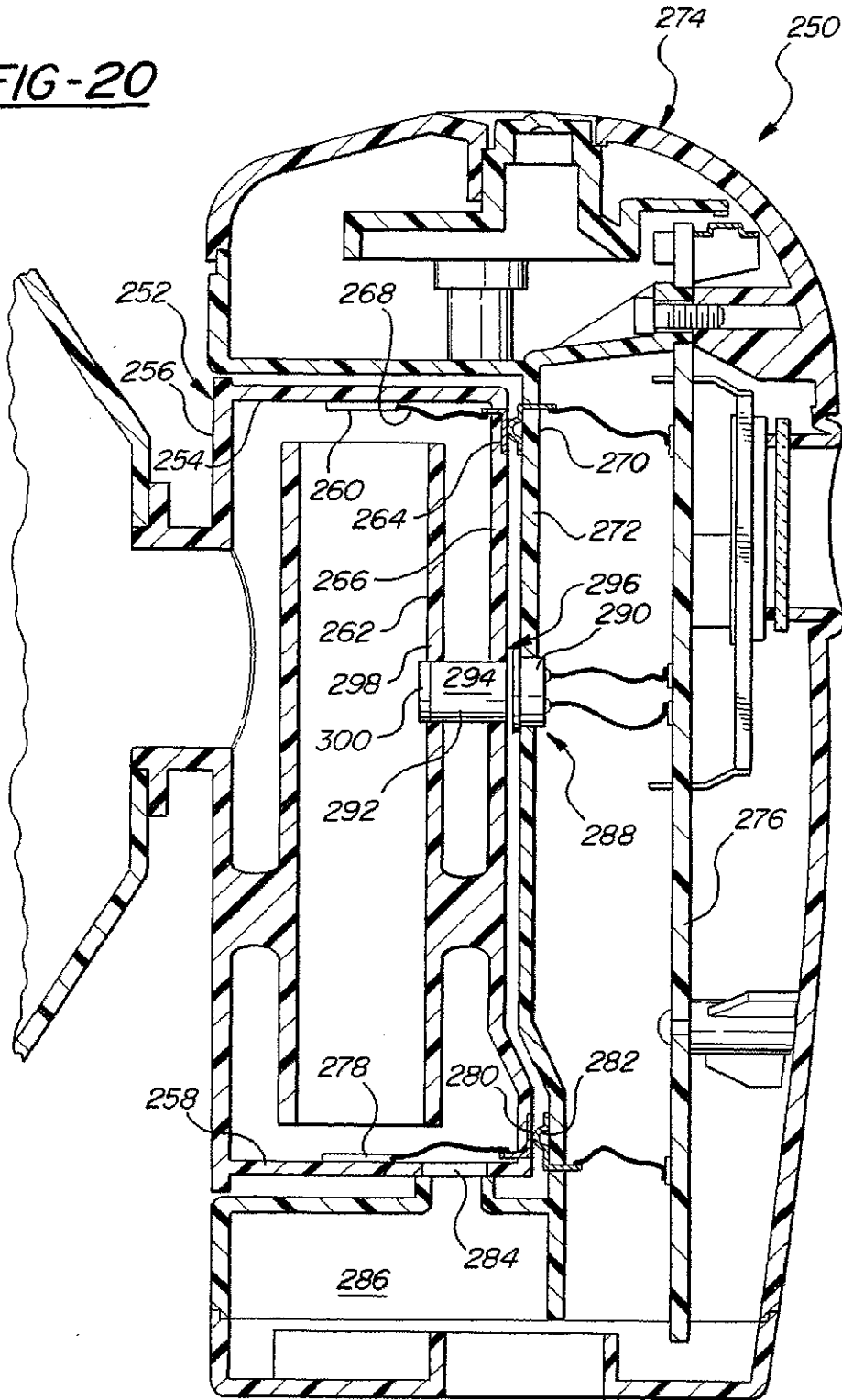


【図19】

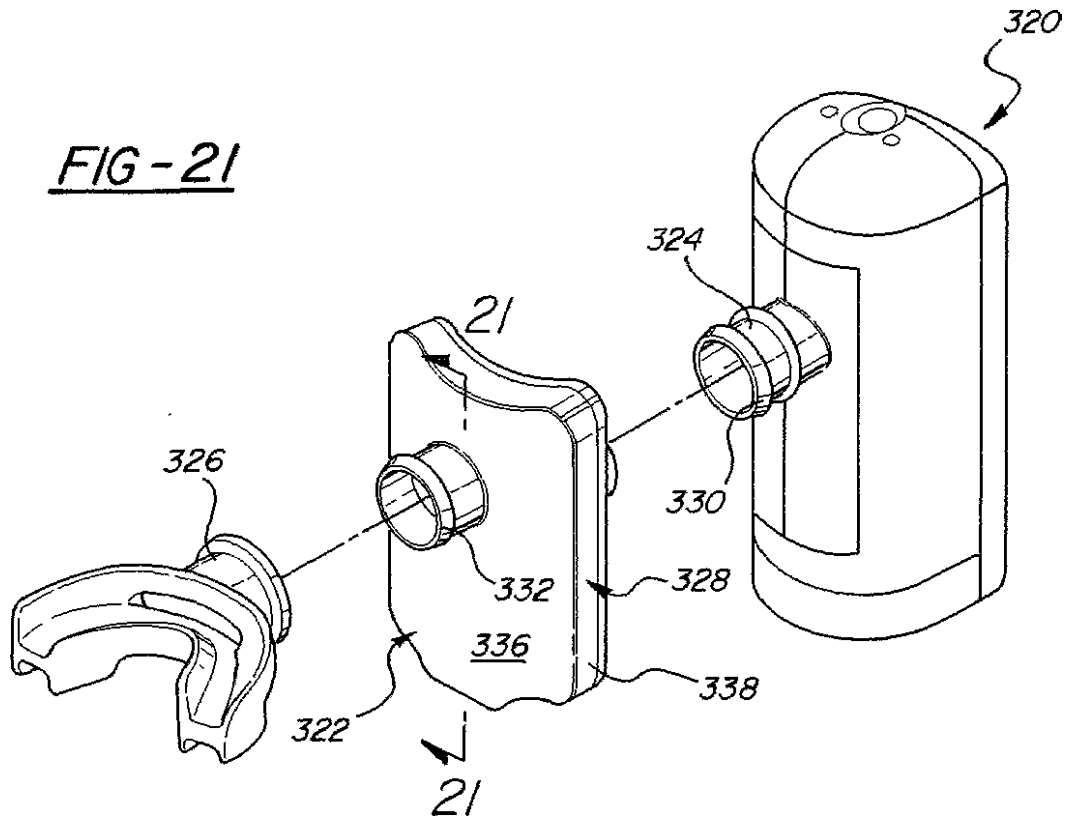


【図20】

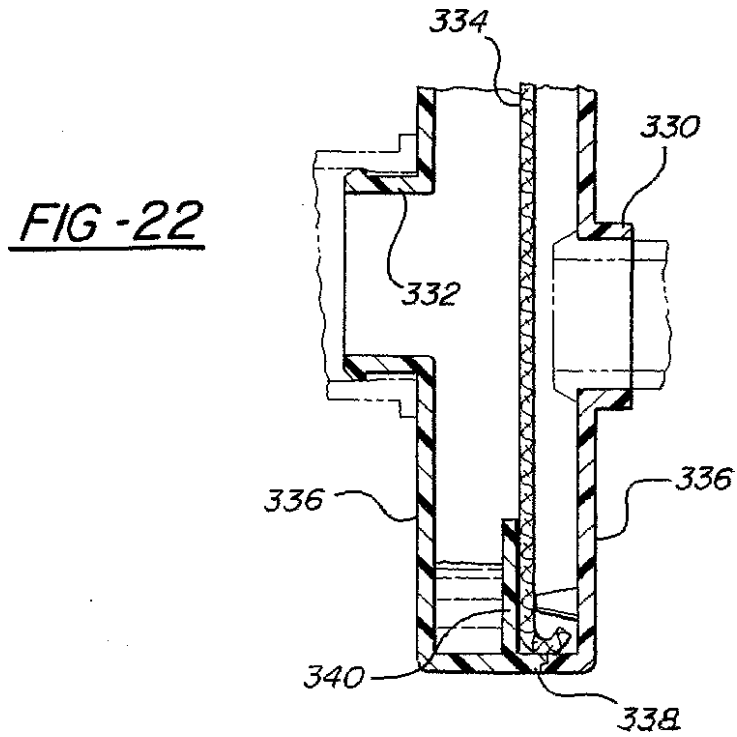
FIG-20



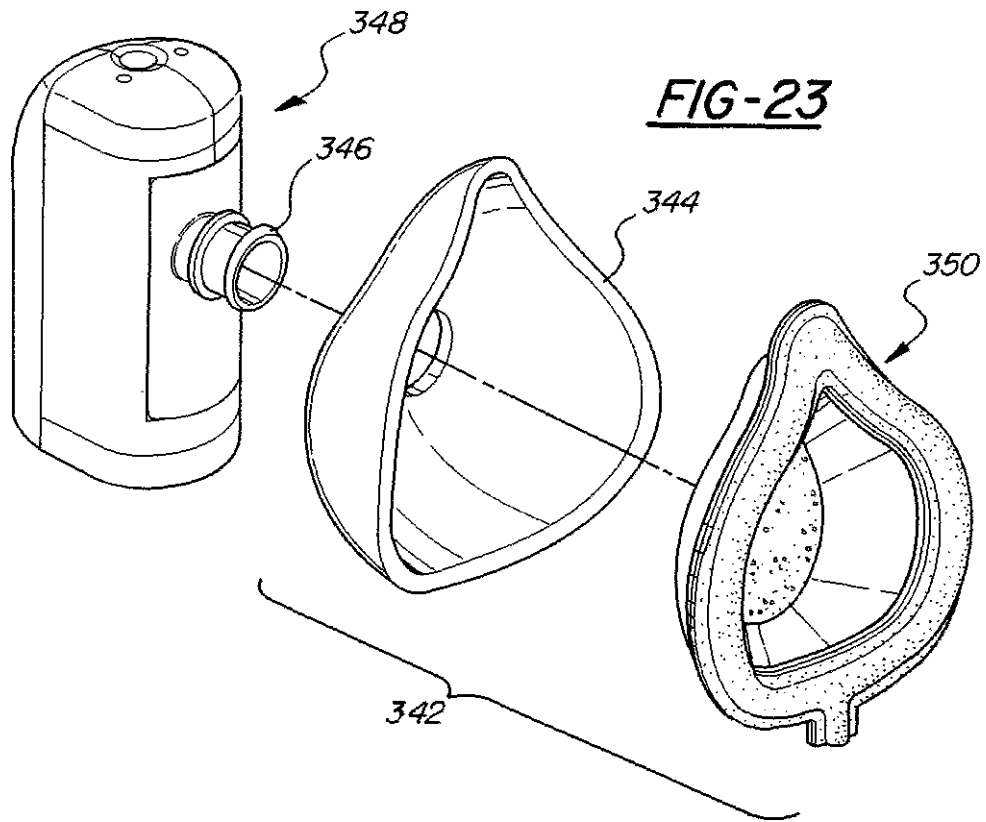
【図21】



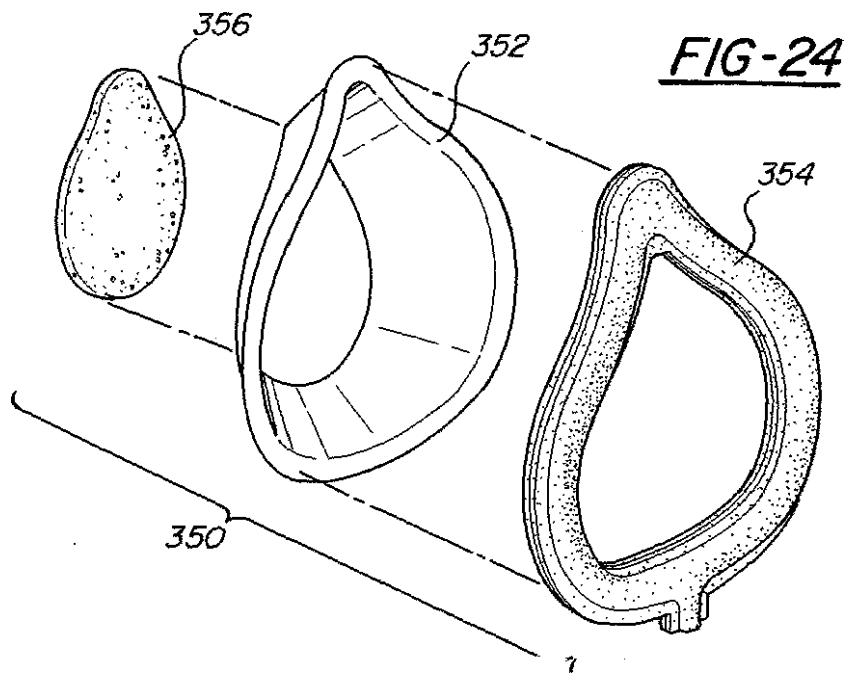
【図22】



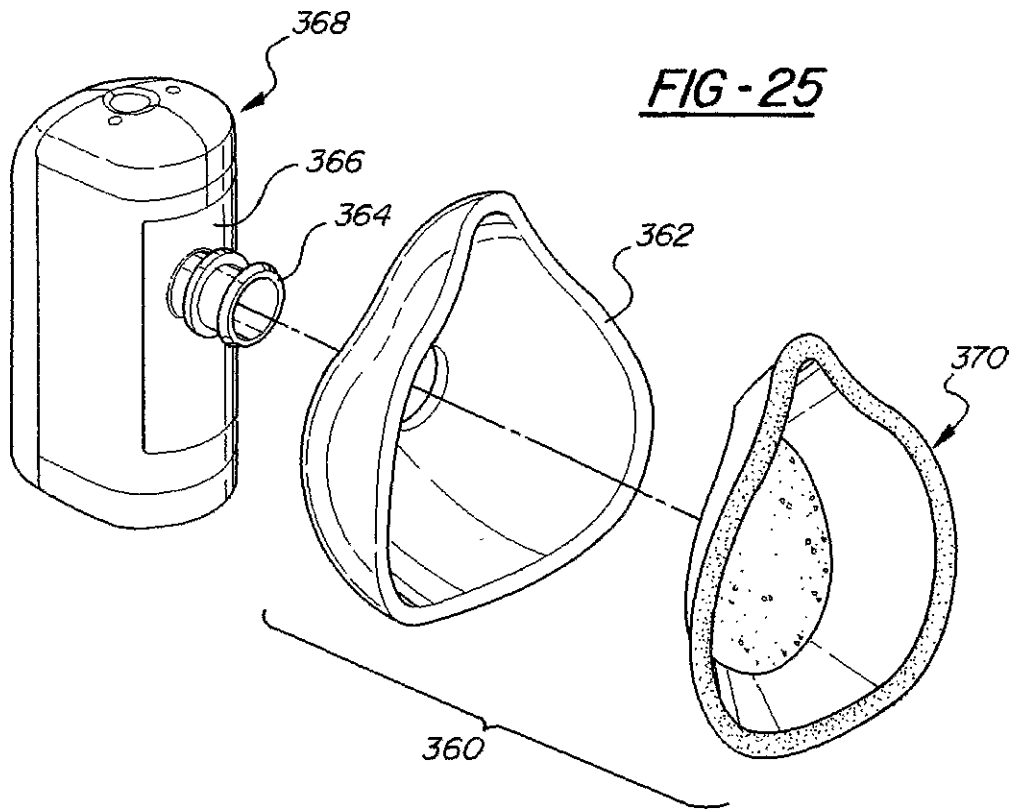
【図23】



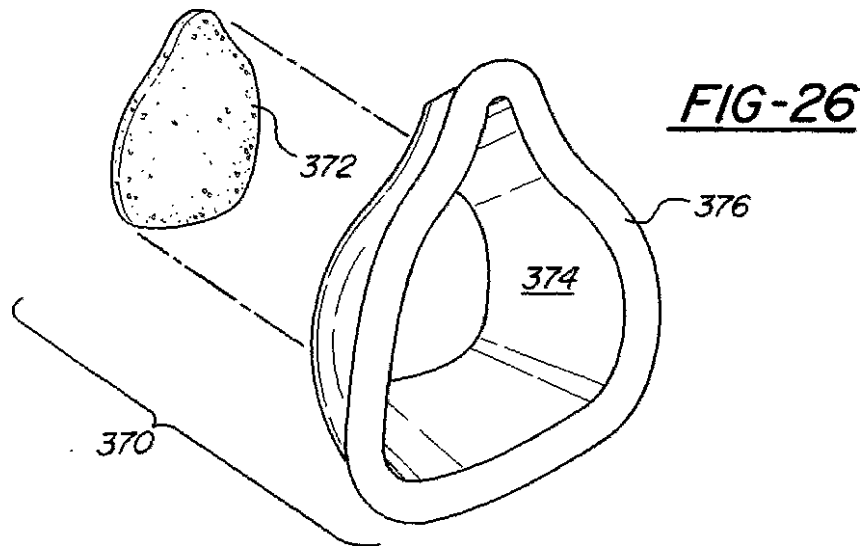
【図24】



【図25】



【図26】



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US00/21199
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC(7) : A61B 5/08 US CL : 600/529, 531 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) U.S. : 600/529, 531  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched 600/529-533, 537, 538; 128/200.24, 206.21, 206.28  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.
Y	US 5,533,512 A (NOVOTNY et al.) 09 July 1996, see entire document.	1-23
A	US 5,513,648 A (JACKSON) 07 May 1996, see entire document.	1-23
<input 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 document 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 19 NOVEMBER 2000		Date of mailing of the international search report 28 NOV 2000
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer RYAN CARTER Telephone No. (703) 308-2990

## フロントページの続き

(31)優先権主張番号 60/218,863

(32)優先日 平成12年7月18日(2000.7.18)

(33)優先権主張国 米国(US)

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW

(72)発明者 バーバー セオドア ダブリュー  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州  
94002 ベルモント ヴァリー ヴュー  
アヴェニュー 1716

(72)発明者 ローレンス クレイグ エム  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州  
94025 メンロ パーク イースト オキ  
ーフェ ストリート 165 #22

(72)発明者 プラチャー ティモシー ジェイ  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州  
94301 パロ アルト アディソン アヴ  
ェニュー 521

(72)発明者 ウェイントラウブ ジェフリー シー  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州  
95110 サン ホセ ホーソーン ウェイ  
42

(72)発明者 ネイソン ケヴィン エス  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州  
94041 マウンテン ヴュー レインボウ  
ドライブ 600 #222

Fターム(参考) 2G045 CB22 DB30 FA33 FA34 GC18  
JA01

4C038 SS04 SU01 SU18 SU19 SX01

专利名称(译)	代谢量热仪使用呼吸气体分析		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003505180A</a>	公开(公告)日	2003-02-12
申请号	JP2001513296	申请日	2000-08-02
[标]申请(专利权)人(译)	地狱晒科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	Herusetekku公司		
[标]发明人	モールトジェイムズアール パースエドウィンエムジュニア バーバーセオドアダブリュー ローレンスクレイグエム プラチャーティモシージェイ ウェイントラウブジェフリーシー ネイソンケヴィンエス		
发明人	モールト ジェイムズ アール パース エドウィン エム ジュニア バーバー セオドア ダブリュー ローレンス クレイグ エム プラチャー ティモシー ジェイ ウェイントラウブ ジェフリー シー ネイソン ケヴィン エス		
IPC分类号	G01N33/497 A61B5/00 A61B5/08 A61B5/083 A61B5/087 A61B5/091 A61B5/097 G01N29/024 G06F19/00		
CPC分类号	A61B5/097 A61B5/01 A61B5/0833 A61B5/087 A61B5/091 G01F1/66 G01N29/024 G01N2291/02836 G16H40/63		
FI分类号	A61B5/08 G01N33/497.A		
F-TERM分类号	2G045/CB22 2G045/DB30 2G045/FA33 2G045/FA34 2G045/GC18 2G045/JA01 4C038/SS04 4C038/SU01 4C038/SU18 4C038/SU19 4C038/SX01		
优先权	60/146898 1999-08-02 US 60/155035 1999-09-20 US 60/218863 2000-07-18 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供了一种用于测量受试者的代谢率的间接量热仪。它包括呼吸量热计(10)，该呼吸量热计被配置为接触受试者并由其支撑，该呼吸量热计在患者呼吸时传递吸气和呼气。流动路径(22)可操作用于接收和传递吸气和呼气气体，并且具有与呼吸连接器(20)流体连通的第一端和与呼吸气体的源和汇流体连通的第一端。它有两个目的。流量计根据流经流动通道的瞬时吸气和呼气流量产生电信号。当呼气通过流路时，组分气体浓度传感器(84)生成电信号作为呼气中的预定组分气体的瞬时速率。当受试者通过量热计(10)呼吸时，计算单元(96)从流量计和成分气体浓度传感器(84)接收电信号，并计算至少一个呼吸参数。

