

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2006-513786

(P2006-513786A)

(43) 公表日 平成18年4月27日(2006.4.27)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/026 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 4 0 Z	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/1473 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 3 1	4 C 0 3 8
G O 1 N 27/404 (2006.01)	G O 1 N 27/46 3 2 3	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2004-569650 (P2004-569650)	(71) 出願人	505346609 カイマー コーポレーション アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94 024 ロス アルトス クリントン ロ ード 847
(86) (22) 出願日	平成15年3月14日 (2003.3.14)	(74) 代理人	100082005 弁理士 熊倉 禎男
(85) 翻訳文提出日	平成17年11月14日 (2005.11.14)	(74) 代理人	100067013 弁理士 大塚 文昭
(86) 国際出願番号	PCT/US2003/008043	(74) 代理人	100065189 弁理士 穴戸 嘉一
(87) 国際公開番号	W02004/082475	(74) 代理人	100088694 弁理士 弟子丸 健
(87) 国際公開日	平成16年9月30日 (2004.9.30)	(74) 代理人	100103609 弁理士 井野 砂里
(81) 指定国	AP (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, B A, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, 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, M W, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW		

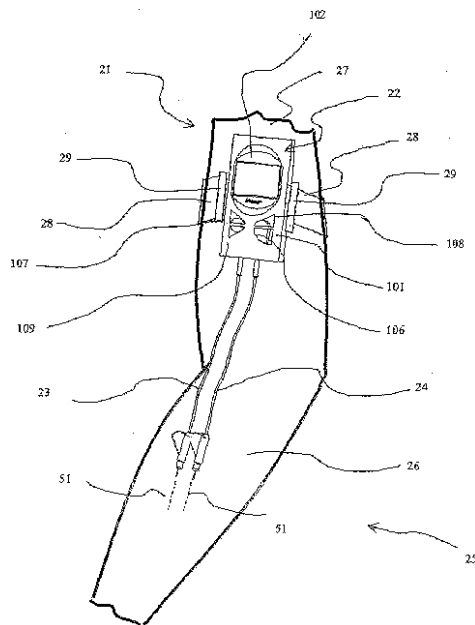
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心拍出量を把握するための装置及び方法

(57) 【要約】

【課題】 一般的には、患者の心拍出量を把握するための装置及び方法を提供する。

【解決手段】 患者の心臓について、その心拍出量を把握するための装置(21)であって、制御及び表示モジュール(22)を備える。静脈プローブは、患者の前腕部における静脈に挿入され、制御及び表示モジュール(22)に結合される。静脈プローブは、静脈血に溶解している酸素に相当する電気信号を提供する。動脈プローブ(23)は、患者の前腕部(26)における動脈に挿入され、制御及び表示モジュール(22)に結合される。動脈プローブは、動脈血に溶解している酸素に相当する電気信号を提供する。制御及び表示モジュール(22)は、視認可能である表示装置(102)を備え、生体内における心拍出量を連続的に提供すべく動静脈酸素差方程式を利用し、該方程式は、患者の肺動脈血と混合した静脈血に対する調節というよりも、サンプリングされた静脈血に対する調節を行うような調節係数を含んでいる。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

患者の心臓について、その心拍出量を把握するための装置であって、該患者は、該患者の前腕部内において、心臓から供給される動脈血を含む動脈と、心臓へと戻される静脈血を含む静脈と、を延在させているような、上記装置において、この装置が、制御及び表示モジュールと、患者の前腕部における静脈中に挿入すべく適合してなる静脈プローブであって、制御及び表示モジュールに結合され、静脈中の静脈血に溶解している酸素に相当する電気信号を提供するような上記静脈プローブと、患者の前腕部における動脈中に挿入すべく適合してなる動脈プローブであって、制御及び表示モジュールに結合され、動脈中の動脈血に溶解している酸素に相当する電気信号を提供するような上記動脈プローブと、を備え、制御及び表示モジュールは、視認可能である表示装置を備え、制御及び表示モジュールの内部電子回路に含まれるマイクロプロセッサは、静脈プローブ及び動脈プローブからの電気出力信号を受け、生体内における心拍出量を連続的に表示装置上に表示し、動静脈酸素差方程式を利用するものであって、該方程式は、患者の肺動脈血と混合した静脈血に対する調節というよりも、患者の前腕部においてサンプリングされた静脈血に対する調節を行うような調節係数を含んでいる、ことを特徴とする装置。

10

## 【請求項 2】

各プローブは、外径が 20 ゲージ未満であるカニューレを備えていて、患者の前腕部における静脈及び動脈に、該カニューレを容易に挿入できるようになっていることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

20

## 【請求項 3】

前記静脈プローブ及び動脈プローブのそれぞれは、ハブと、ハブに取り付けられたカニューレと、カニューレに取り付けられた酸素センサ組立体であって、酸素センサ組立体の上に重なるような開口部をカニューレが有しているような上記酸素センサ組立体と、前記カニューレの前記開口部を覆う酸素透過膜とを備え、前記酸素センサ組立体は、カニューレの内部に収容された緩衝液と、緩衝液の中に配置されて電気出力を提供する第 1 及び第 2 の電極を備え、センサ組立体に結合され、電気出力をカニューレを介してハブへと供給する手段と、ハブ内の導体と制御及び表示モジュールとに結合された電気ケーブルと、を備えていることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

## 【請求項 4】

前記プローブのそれぞれにおけるハブは、ハブの把持を容易にすべく蝶形状である翼部を備えていて、ハブを用いてカニューレを容易に挿入できるようになっていることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

30

## 【請求項 5】

前記プローブのそれぞれにおける前記カニューレは、外径が 20 ゲージ未満になっていて、患者の前腕部における静脈及び動脈に、該カニューレを容易に挿入できるようになっていることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

## 【請求項 6】

少なくともひとつの前記プローブは、カニューレ内の酸素センサに対して近位側に配設されてなる追加センサ組立体をカニューレ内に備えて電気出力を提供し、カニューレ内には追加センサ組立体を酸素センサ組立体から隔離する手段を備え、一方のセンサ組立体は、他方のセンサ組立体が測定する測定値に干渉することがなく、カニューレは、追加センサ組立体の上に重なるような開口部と、カニューレにおける前記追加開口部を覆う酸素透過膜と、を備えていることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

40

## 【請求項 7】

前記酸素センサ組立体は、緩衝液に対する接触を最大化すべく、コイル状に形成された電極を備えていることを特徴とする請求項 6 に記載の装置。

## 【請求項 8】

心拍出量及びその他のパラメータを把握するために、制御及び表示モジュールに結合されて使用されるプローブであって、このプローブが、ハブと、ハブに取り付けられたカニ

50

ューレと、カニューレに取り付けられた酸素センサ組立体とを備え、カニューレは、開口部と、カニューレの前記開口部を覆う酸素透過膜とを備え、前記酸素センサ組立体は、カニューレの内部に収容された緩衝液と、緩衝液の中に配置されて電気出力を提供する第1及び第2の電極を備え、センサ組立体に結合され、電気出力をカニューレを介してハブへと供給する導体手段と、電気出力を制御及び表示モジュールへと供給すべく、ハブと酸素センサ組立体の導体とに結合された電気ケーブルと、を備えていることを特徴とするプローブ。

【請求項9】

前記第1及び第2の電極のうちの一つは、緩衝液に対する接触を最大化すべく、コイル状に形成された遠位端を備えていることを特徴とする請求項8に記載のプローブ。

10

【請求項10】

前記ハブは、手先の指にて把持されるべく適合した、蝶形状である翼部を備えていて、プローブを患者の前腕部における動脈又は静脈に容易に挿入できるようになっていることを特徴とする請求項8に記載のプローブ。

【請求項11】

前記カニューレの外径が20ゲージ未満であることを特徴とする請求項8に記載のプローブ。

【請求項12】

前記プローブがさらに、カニューレ内の酸素センサ組立体に対して近位側に配設される追加センサ組立体をカニューレ内に備えて電気出力を提供し、追加センサ組立体を酸素センサ組立体から隔離する手段を備え、一方のセンサ組立体の測定値は、他方のセンサ組立体に干渉することがなく、前記カニューレは、追加センサ組立体の上に重なるような追加開口窓と、カニューレにおける前記追加開口部を覆う酸素透過膜と、を備えていることを特徴とする請求項8に記載のプローブ。

20

【請求項13】

前記カニューレは、プラスチックから形成されていることを特徴とする請求項8に記載のプローブ。

【請求項14】

患者の心臓について、その心拍出量を把握するための方法であって、該患者は、該患者の前腕部内において、心臓から供給される動脈血を含む動脈と、心臓へと戻される静脈血を含む静脈と、を延在させているような、上記方法において、この方法が、患者の前腕部における静脈中の静脈血に溶解している酸素に相当する電気信号を提供する段階と、患者の前腕部における動脈中の動脈血に溶解している酸素に相当する電気信号を提供する段階と、を備え、これらの電気信号を用いて、生体内における心拍出量を連続的に提供すべく、動静脈酸素差方程式を利用し、該方程式は、患者の肺動脈血と混合した静脈血に対する調節というよりも、患者の前腕部においてサンプリングされた静脈血に対する調節を行うような調節係数を含んでいる、ことを特徴とする方法。

30

【請求項15】

患者の前腕部の静脈における静動脈血から追加的な測定値を提供する段階をさらに備えていることを特徴とする請求項14に記載の方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、患者の心拍出量及びその他のパラメータを把握するための装置及び方法に関し、特に、患者の心臓について、その心拍出量及びその他のパラメータ、例えば患者の血液の酸素濃度、二酸化炭素濃度、pH、ヘモグロビン、温度、及び血圧などを把握するための装置及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

これまでも、心拍出量の測定は行われていた。従来、そうした測定は、熱希釈型の肺

50

動脈カテーテルを用いて行われていた。そうした熱希釈型の肺動脈カテーテルを使用した場合、真の心拍出量を見積もることはできるが、誤差の範囲は、真の心拍出量に対して20%ないしそれ以上である。そうした熱希釈型のカテーテルを用いることは、医療費を高騰させると共に、患者は、感染性かつ不整脈惹起性である機械的及び治療的な損害を被る可能性がある。従って、心拍出量を把握するための、新規かつ改良された装置及び方法が求められている。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

本発明の目的は、一般的には、患者の心拍出量を把握するための装置及び方法を提供することである。 10

本発明の他の目的は、生体内において動脈血のガスの測定に使用できるような、上記特徴を備えた装置を提供することである。

本発明の他の目的は、制御モジュールと、制御モジュールに結合されるべく適合した、静脈用及び動脈用のプローブとを含むような、上記特徴を備えた装置を提供することである。

本発明の他の目的は、プローブがブラントになっていて、血管壁に対して非外傷的であるような、上記特徴を備えた装置を提供することである。

本発明の他の目的は、プローブが抗血栓薬品にてコーティングされているような、上記特徴を備えた装置を提供することである。 20

本発明の他の目的は、IV点滴を併用せずとも、プローブが使用可能であるような、上記特徴を備えた装置を提供することである。

本発明の他の目的は、プローブが小型であって、前腕部にて使用すべくデザインされる電気化学センサを用いるような、上記特徴を備えた装置を提供することである。

本発明の他の目的は、制御モジュールが小型ないしコンパクトであって、人間の手で持てるような、上記特徴を備えた装置を提供することである。

本発明の他の目的は、制御モジュールが、容易に視認できる表示部を備えているような、上記特徴を備えた装置を提供することである。

本発明の他の目的は、プローブが1回使用する毎に廃棄可能であるような、上記特徴を備えた装置を提供することである。 30

本発明の他の目的は、経済的に生産可能であるような、上記特徴を備えた装置を提供することである。

本発明についての追加的な目的及び特徴に関しては、好ましい実施形態について、添付図面を参照しつつ詳細に述べた、以下の説明によって明らかになるだろう。

【課題を解決するための手段】

【0004】

一般に、本発明による、患者の心臓の心拍出量を把握するための装置にあつては、患者は、心臓から供給される動脈血を含む動脈と、心臓へと戻される静脈血を含む静脈とを有し、少なくともある種の動脈と静脈とは患者の前腕部に存在している。装置は、制御及び表示モジュールを備える。静脈プローブは、患者の前腕部における静脈中に挿入すべく適合して、制御及び表示モジュールに結合され、静脈プローブが配置されている静脈中の静脈血に溶解している酸素に相当する電気信号を提供する。動脈プローブは、患者の前腕部における動脈中に挿入すべく適合して、制御及び表示モジュールに結合され、動脈中の動脈血に溶解している酸素に相当する電気信号を提供する。制御及び表示モジュールは、表示装置を備え、静脈プローブ及び動脈プローブから電気出力信号を受けるコンピュータを備え、生体内における心拍出量を連続的に表示装置上に表示すべく、動静脈酸素差方程式を利用するが、該方程式は、患者の肺動脈血と混合した静脈血に対する調節というよりも、患者の前腕部においてサンプリングされた静脈血に対する調節を行うような調節係数を含んでいる。 40

【発明を実施するための最良の形態】

## 【0005】

より詳しくは、装置21は、人間の生体内血液についての、心拍出量や、酸素分圧、二酸化炭素分圧、及びpHについて、動脈内/静脈内において電気化学測定を行うものであって、制御及び表示モジュール22と、この制御モジュール22に結合されてなる動脈プローブ23及び24とを備えている。本願において説明するように、装置21は、患者である人体の前腕部26と上腕部27とを用いて、腕25に関連させて使用すべく特に適している。人間の患者は、心臓と、心臓から供給される動脈血を含む動脈と、心臓へと戻される静脈血を含む静脈とを持っている。モジュール22は、ブラケット29に取り付けられたベルクロ・タイプのアームバンド28によって、上腕部27に固定される。動脈プローブ23と静脈プローブ24とは実質的に同一のものである。しかし、これらを適切に色分けして、例えば、動脈プローブを赤色に、また、静脈プローブを青色にしても良い。

図2～図7は、この酸素プローブをさらに詳しく示していて、図示の如く、かかるプローブは、例えば、絶縁体34で被覆された導体32及び33を含む電気ケーブル31を、ポリマーなどの適当な材料から形成されたスリーブないし細長い部材37の管腔36内に配置させて支持している。導体32及び33には、雄型の電気コネクタ41が結合されていて、同コネクタが挿入される雌型の電気コネクタ(図示せず)は、制御及び表示モジュール22に備えられている。ケーブル31の他端は、プラスチックなどの適当な材料から作られてなる、蝶形状の翼状であるプローブハブ43に取り付けられている。図示の如く、ハブ43は、図5に示した半体を2個合わせることで作られていて、それぞれの半体は、半円筒形である本体部分44と、直立した翼状部分46とを備え、その内部には、長手方向に延在した半円筒形である凹部47を有している。本体部分46の遠位端には、環状である凹部48が形成されている。2つの半体を互いに合わせると、環状の凹部48に、キャップ49を取り付けることができる。

## 【0006】

図6に示すように、ケーブル31の一端は、凹部48内に延入している。円筒形のカニユーレ51は、プローブハブ46の他端側に固定される。複数の導体、すなわち導体52及び53のような(図4参照)少なくとも2本の導体が、カニユーレ51を形成しているシース55の管腔54内に配置されている。シース55は、ポリイミドやテフロン(登録商標)などの適当なポリマーから形成される。導体52及び53は、絶縁体56を備えている。導体52及び53は、凹部の内部において、半田付け結合(図示せず)などの適当なやり方にて、導体32及び33に接続されて、その後、凹部47は、接着剤(図示せず)などの適当な物質によって充填される。

## 【0007】

導体52は、白金製のワイヤであって、直径のサイズ範囲は0.001～0.008インチであり、また、導体53は、銀製のワイヤであって、直径のサイズ範囲は同じく0.001～0.008インチである。カニユーレ51の外径は、医療用20ゲージよりも小さくなっていて、従って、外径の範囲は0.4～0.8mmであり、好ましくは約0.5mmの直径になっている。カニユーレ51のシース55は、その壁厚の範囲が0.02～0.075mmであり、好ましくは0.25mmの直径になっている。ケーブル31は、その適切な長さが例えば約2.4インチであり、また、カニユーレ51は、その適切な長さが例えば約3インチである。カニユーレ51には、1又は複数の、少なくともひとつの窓61が設けられていて、該窓は、卵形である開口部として形成され(図7参照)、カニユーレ51のシース55の長手方向に延在している。卵形である1又は複数の窓は、カニユーレ51の遠位端に配設され、後述の如く、適切な配置に位置決めされている。窓ないし開口部61は、酸素透過性のコーティング62によって覆われていて、該コーティングは、シリコンやポリエチレンなどの適当な材料から形成されて、カニユーレ51のシース55の外部長さに沿って延在している。開口部ないし窓61は、カニユーレ51のシース55における長手方向に、且つ円周方向に、間隔を隔てられている。白金と銀の導体は、後述の如く、酸素センサとして働く、電極組立体64を形成している。

## 【0008】

カニューレ 5 1 の先端部 6 6 は、適当なポリマー材料から作られた円筒形である栓 6 7 によって充填されていて、接着剤などの適当な手段（図示せず）によって所定位置に固定されている。カニューレ 5 1 のシース 5 5 の内部である管腔 5 4 の空間は、栓 6 7 から近位方向へ延びていて、塩化カリウムなどの適当な緩衝液 6 8 によって充填されている。第 1 のないし白金製の電極 5 2 と、第 2 のないし銀製の電極 5 3 とは、本発明による酸素センサのための電極組立体を形成するもので、緩衝液 6 8 の中に配置されていて、白金製の導体 5 2 の遠位端 5 2 a は、例えば 0.002 ~ 0.022 インチである適当な直径と、0.050 ~ 0.3 インチである絶縁体を備えていない長さとを有している。銀製の電極 5 3 もまた、緩衝液 6 8 の中へ延入していて、その遠位端 5 3 a は、絶縁体を備えておらず、例えば 0.002 インチである適当な直径を有している。遠位端 5 3 a は、螺旋状コイル 6 9 に巻かれていて、緩衝液 6 8 に接触する銀の表面積を最大化している。この部分 5 3 a は、塩化銀によって、約 0.001 インチの厚みにコーティングされている。この銀製コイルを使用することによって、緩衝液に接触する塩化銀の表面積を、少なくとも 3 倍に増やすことが可能になる。コイル 6 9 の長さの範囲は 1/16 ~ 1/8 インチである。この銀製のコイル 6 9 は、例えば 0.03 ~ 0.2 インチである適当な距離だけ、白金製の電極 5 2 a から離間させる。

10

#### 【0009】

白金は、ナノアンペアレンジの電流を発生させる化学反応の触媒として作用して、かかる電流は、カニューレ 5 1 内の導体 5 2 及び 5 3 を介して、ケーブル 3 1 内の導体 3 2 及び 3 3 へと供給される。電流についての正確な読取値を維持すべく、白金の露出量を最小に保つと共に、銀及び塩化銀の緩衝液 6 8 に対する露出量を最大に保つ。白金製ワイヤとその絶縁体との隙間に緩衝液が入り込むことを防ぐべく、そして触媒として緩衝液に曝される白金の面積を管理すべく、白金導体 5 2 の遠位端 5 2 a を、ガラスなど適当な材料から作られた細い毛細管に挿入する。絶縁された白金は、管内に配置されて、遠位側のむき出しの先端だけが露出する。毛細管に接着剤を付けて、熱硬化させる。接着剤が硬化した後には、絶縁体を機械的に傷付けないようにしながら、ワイヤを切断する。これによって、遠位端が、緩衝液が入り込めないように、極めてきれいに切断された、絶縁ワイヤを得ることができる。

20

#### 【0010】

銀製ワイヤのコイルを準備するには、例えば直径が 0.05 インチであるようなマンドレルに、ワイヤを取り付ける。次に、このコイルを溶融塩化銀に浸漬させて、コイル外面の絶縁体を溶融除去すると共に、かかる表面に塩化銀のコーティングを施す。

30

このようなやり方で、電極組立体 6 4 を作製することによって、プローブを十分に小型化することが可能になって、プローブは、患者の前腕部における静脈又は動脈に容易に挿入でき、正常な血流を乱すこともない。同時に、塩化銀でコーティングされた銀製ワイヤが、塩化カリウム溶液に接触する表面積を最大化することが可能になる。

ここで説明した電極組立体は、カニューレ 5 1 における 3/4 インチ長さの遠位部に、また、好ましくは 1/2 インチの遠位部に配置される。この遠位端は、少なくともひとつの、好ましくは 2 以上の、窓ないし開口部 6 1 を有していて、かかる部分には、前述の如く、酸素透過性が極めて高いシリコンによって薄いコーティングを施す。このコーティングは、好ましくは、厚みが 0.0005 ~ 0.003 インチの範囲であって、好ましくは約 0.001 インチの厚みである。これらの窓によれば、血液中の酸素は、シリコン膜 6 2 を通り、カニューレ 5 1 の内部管腔 5 4 の中にある、塩化カリウム緩衝液 6 3 へと浸透する。

40

#### 【0011】

窓 6 1 は、長さの範囲が 1/2 ~ 2 mm であり、幅は 1/4 mm である。窓に膜を形成するには、カニューレの中にテフロン（登録商標）製のマンドレルを配置し、カニューレ 5 1 の遠位端をシリコンの分散溶液中に浸漬し、その後、マンドレルをそのままにしつつ、シリコンを硬化させる。そして、硬化後に、テフロン（登録商標）製のマンドレルを取り外せば、シリコンのコーティング 6 2 は、カニューレ上に取り残される。変形例とし

50

ては、プローブの遠位端は、シリコンやポリエチレンなどのガス透過物質によって形成された、1/2 mm~1 cmの、環状の形態（図示せず）である単一窓になっていても良く、遠位先端部は密封し又は栓で封じるようにする。

#### 【0012】

カニューレ51の管腔54内部における所望位置に、電極組立体64を配置し、その後、カニューレに緩衝液63を充填してから、遠位端には先端プラグ67によって栓をする。変形例としては、あらかじめ準備しておいた電極組立体64を、カニューレ51の近位端から挿入し、遠位端にまで差し込んで、これを、既に挿入しておいた先端プラグの付近にて止め、白金電極を窓61のひとつに近接させつつ、管腔54を緩衝液68によって充填するようにしても良い。電極組立体64が、管腔54内の緩衝液68の中に配置された状態において、カニューレ51の近位端を接着剤（図示せず）を用いて密封して、次に、導体52及び53をケーブル31の導体32及び33に半田付けして、ハブ43に取り付ける。

10

#### 【0013】

プローブ23又は24を、酸素検出に加えて、二酸化炭素の検出や血液のpHの検出など、他の目的にも使用しようとする場合には、カニューレ51のシース55に、二次的な又は追加的なセンサ組立体76を備えることもできる。すなわち、図10及び図11に示すように、前述した酸素センサ組立体21に対応するものである、一次的な酸素センサ組立体77に対して、その近位側に、二次的なセンサ組立体76を位置決めする。シース55の管腔54の内部に、円板形状である障壁栓78を設けて、変形例の実施形態において、収容された緩衝液中で酸素センサとして働く電極組立体を、その近位側にある二次センサ組立体76からシールする。

20

#### 【0014】

図10及び図11に示した、変形例による実施形態の酸素センサは、第1の導体81と第2の導体82とから構成されてなる電極組立体77であって、第1の導体は白金から作られていて、前述したやり方で、ガラスの絶縁層によって被覆されている。導体52においては、むき出しの遠位端を備え、全体をガラスで被覆されて接着剤で密封されていたが、導体81の遠位端にあっては、これとは異なり、白金の露出を管理統制すべく、少なくともひとつの、そして好ましくは複数の、微細孔83を、レーザを用いてガラス絶縁体に形成し、直径が4 μm~0.02インチのオーダーである微小な白金の露出領域を得ている。図示の如く、孔は、第1の導体81の遠位端において、ガラス絶縁体の長手方向に間隔を隔てている。第2の導体82は、導体53と同一のやり方で、銀から作られて、塩化銀によってコーティングされている。第2の導体82の遠位端は、導体81のまわりを覆うように螺旋状に巻かれていて、導体81は、螺旋を延通して、さらに螺旋を越えて延在し、先端プラグ67と栓78との間の空間に充填された前述したタイプの緩衝液68の中に、孔83は配置されている。導体81及び82は、栓78を延通して、導体52及び53と同じやり方で、カニューレ51の近位端に結合されている。酸素センサ組立体77の動作は、前述した、センサ組立体21の動作とほとんど同じである。しかしながら、ガラス層に精密な孔83を形成して白金を露出されたことで、緩衝液に対する白金の露出面積を、より精密に定量化することが可能になる。

30

40

#### 【0015】

二次センサ組立体76の一部として、管腔54における栓82よりも近位側にある空間には、塩化カリウムである二次センサ緩衝液86が充填される。また、二次センサ組立体76は、塩化銀によってコーティングされた銀製ワイヤからなる、二次センサ陽極ワイヤ87を備えている。陰極88は、酸化白金によってコーティングされた白金から構成されている。図示の如く、白金導体81及び銀導体82は、第2緩衝液86の中を通り抜けているけれども、これらは絶縁されているので、二次センサ組立体86に用いられている緩衝液と作用し合うことはない。銀の陽極87と白金の陰極88とは、追加的な導体（図示せず）が接続され、かかる導体は、ケーブル31に支持された対応する導体（図示せず）に接続される。

50

## 【0016】

本願において説明したコーティング62は、酸素ガス及び二酸化炭素ガスの拡散を許容するものでなければならない。そうした拡散許容を、特に満足するひとつのコーティングとしては、MED10-6605という、シリコンエラストマー(NuSil Silicone Technology社)がある。このシリコン・コーティングには、本発明においては、抗血栓性であって且つシリコンと互換性があるようなコーティングが上塗りされる。コーティングは、抗血栓性であることに加え、カニューレ51を容易に導入できるように、潤滑性を備えるべきであり、また、血栓に妨害されずに、センサが完全に継続的に機能するように、血液に対しても互換性をもつべきである。

## 【0017】

カニューレ51には、挿入マーク帯91が取り付けられ、カニューレ51が適切な深さにまで挿入されたことを、カニューレ上にて指示する。

図1に示した制御及び表示モジュール22は、本発明による装置21の一部を構成するものであって、プラスチックなど適当な材料から形成されたハウジング101は、人間の手で保持できるサイズになっている。このモジュールは、ユーザが容易に視認できるような液晶表示器102を備えている。さらに、モジュールは、入力パッド又は入力キーを備えていて、データを入力したり、液晶表示器102の表示状態を制御したりすることができる。さらに、モジュールは、前述したタイプの電気コネクタ(図示せず)を備えていて、かかるコネクタには、プローブ23及び24を結合できるようになっている。

## 【0018】

ハウジング101の前面106には、液晶表示器102が取り付けられる。ハウジングの左側面107と右側面108とについては、図11に模式的に示している。ハウジングの底面109には、プローブ23及び24が取り付けられる。図示の如く、左側面107には、スタートの押しボタン111と、エンターの押しボタン112とが設けられ、右側面108には、アップ及びダウンの押しボタン113及び114が設けられる。押しボタン113及び114には、点灯する矢印116が設けられる。前面106には緑色ランプ117が設けられていて、スタートの押しボタン111を押して、コントローラが起動したときに点灯する。表示器102は、複数の文字領域を持っているが、制御及び表示モジュールの動作中のモードに応じて、一度に一行だけが表示される。例えば、文字領域を用いて、HCT、体重、身長、及び、“3.75l/m”と、pH及び温度( )から得られた低酸素及び低二酸化炭素との間の推定酸素を入力する。さらに、動脈用の較正押しボタン118と、静脈用の較正押しボタン119とが設けられている。

## 【0019】

図13は、制御及び表示モジュール22に設けられる電子回路121のブロック図を示している。図示の通り、電子回路121は、複数の電流-電圧変換プリアンプ122, 123, 124, 126, 127から構成されていて、それぞれのセンサ毎に、ひとつずつのプリアンプが設けられている。すなわち、プリアンプ122は、酸素センサプローブ23のために設けられ、プリアンプ123は、酸素センサプローブ24のために設けられている。プリアンプ124は、二酸化炭素センサのために設けられ、同様に、プリアンプ126は、温度センサのために、また、プリアンプ127は、pHセンサのために設けられている。プリアンプ122, 123, 124にはそれぞれ、精密な基準電圧源128, 129, 131が備えられている。図13に示すように、プリアンプ122, 123, 124, 126, 127の出力は、マルチプレクサ136へと供給され、このマルチプレクサが、プローブから得られた出力を、ひとつずつ個別的に、A/Dコンバータ137に供給する。A/Dコンバータは、例えばMax111など、適当なタイプのもので良い。A/Dコンバータ137の出力は、コントローラ138に供給されるが、かかるコントローラはATMELの90S2313など適当なタイプの、マイクロプロセッサとして働くものである。このコントローラには、図示の如く、スタート及びエンターの押しボタン111及び112と、ダウン及びアップの押しボタン113及び114とが接続されている。コントローラ138は、例えばPhilipsの8576など、適当なタイプの液晶表示

10

20

30

40

50

器コントローラ 139 に接続されている。液晶表示器コントローラは、液晶表示器 102 に接続されていて、かかる表示器は、制御及び表示モジュール 22 のハウジング 101 の前面 106 から視認できるものである。

#### 【0020】

図 11 に示した電子回路は、2 個の非充電式のボタン型電池で供給される、 $\pm 1.5$  ボルトの電源で動作する。回路は、漏れ電流が少なく、セルフテストが可能であるという特性を備えている。

図 11 に示した電子回路においては、プリアンプ、基準電圧源、マルチプレクサ、及び A/D コンバータは、制御及び表示モジュール 22 のハウジング 101 の内部に組み込まれるものとして説明したけれども、必要があるならば、プリアンプ、基準電圧源、マルチプレクサ、及び A/D コンバータは、プローブ自体に組み込むことも可能であって、というのは、これらの要素は小型化が可能であり、プローブをさほど大型化させることがないためである。プローブ及びそれに関連した電子回路は、プローブによるすべての測定について、60 Hz の電磁性及び容量性のノイズのピックアップを大きく抑制し最小化するように設計されている。プローブのすべてのチャンネルにおいて、最大時定数 1 秒の応答度が提供されている。血液の酸素測定を行うために、2 本のプローブ 23 及び 24 によって、2 つのチャンネルが提供されていて、0 ~ 20 ナノアンペアの範囲の出力が得られる。精密基準電圧源は、 $-0.7$  ボルト  $\pm 50$  ミリボルトなどの、プローブ 23 及び 24 が動作するために必要な定電圧を提供する。図示の如く、二酸化炭素の測定には 1 本のプローブが必要であり、同様に、pH の測定に 1 本のプローブが必要である。精度及び直線性は 5 % の範囲内である。

#### 【0021】

本発明による方法を実施するための、本発明による装置の動作及び使用方法は以下の通りである。ここで、装置及び方法の使用対象となる患者は、以前に心筋に傷害を受けたため、心拍出量について不安要素があり、薬物投与などの患者の治療を最適化するために、心拍出量を把握して、心臓の働き具合を把握することが求められていると想定する。本発明による装置は、心拍出量を測定するために、いわゆるゴールド・スタンダード (AVO<sub>2</sub>) の差の方程式を用いるように設計されていて、かかる方程式はフィックの心拍出量方法に基礎付けられるものである。

#### 【0022】

診察される患者は、ベッドに横たわるか、椅子に座って、安定した安静姿勢をとる。制御モジュール 22 をセットアップする。適切なボタンを押して、制御モジュール 22 に、患者のヘモグロビン値を入力する。値が入力されない場合には、制御モジュールは、HGB = 12 をデフォルト値とする。さらに、適切なボタンを押して、制御モジュール 22 に、患者の身長、体重、血圧を入力する。患者の前腕部 26 の片方を選んで、適当な消毒剤で皮膚を消毒準備する。静脈プローブを挿入する前に、上腕部に止血帯を取り付ける。そして、前腕部の静脈に対して、在来の分割シースカバーの挿入針を使用して、カニューレ挿入法を施す。静脈にアクセスしたならば、シースを元位置に残しつつ、シースから針を取り除く。次に、静脈プローブ 24 のカニューレ 51 をシースに挿入し、挿入マーク帯 91 の位置にまで、静脈中に導入する。次に、カニューレ 51 を動かさないよう注意深く、シースをカニューレから引き抜いて取り除き、シースを引き裂いて静脈プローブ 24 から除去する。そして、静脈プローブを患者の前腕部に縫線やテープ (図示せず) を用いて固定する。

#### 【0023】

それから、同じ前腕部の上腕静脈について、別の分割シースカバーの挿入針を使用して、カニューレ挿入法を施す。動脈にアクセスしたならば、シースを元位置に残しつつ、シースから針を取り除く。次に、動脈プローブ 23 をシースに挿入し、挿入マーク帯 91 の位置にまで、動脈中に導入する。次に、動脈プローブを動かさないように保ちながら、分割シースを動脈から引き抜いて、動脈プローブ 23 から取り除く。次に、分割シースを引き裂いて動脈プローブから除去する。そして、動脈プローブ 23 を患者の前腕部 26 に縫

10

20

30

40

50

線やテープを用いて固定する。

【0024】

動脈プローブ23及び静脈プローブ24の電気コネクタ41を、制御モジュール22の適当な電気コネクタに挿入する。次に、制御モジュール22を、患者の上腕部27に、ベルクロ式のアームバンド28を用いて取り付ける。

これらの手順が完了した後、患者は測定器を取り付けられた腕を安静に保つように命じられ、測定の精度を確保するため3分間待った後に、本発明による心拍出量の計算を開始する。かかる時間長さだけ患者の腕が安静に保たれたなら、直ちに、制御及び表示ユニット22に設けられたスタートの押しボタン111を押し、すると、緑色のランプが点灯して、血液中のガスを測定して患者の心拍出量を計算すべき旨の命令が受け付けられたことが示される。その後、緑色のランプはゆっくりと点滅し、心拍出量、酸素、二酸化炭素、pH、及び温度の値が、制御モジュールの液晶表示器102の画面に表示される。30秒後には、画面の表示が消えて、緑色のランプは消灯する。オペレータが、記録された5回前までの心拍出量をチェックしたいと望むならば、スタートの押しボタンを連続的に押せば、これまでの傾向を把握することができる。

10

【0025】

さらに、制御モジュールのプリンタポートを適当なプリンタに接続すれば、印刷記録を得ることもできる。

所望の測定が行われた後には、モジュール22とプローブとを前腕部26から取り外して、装置21を患者から取り外し、血管の開口部を圧迫したり、血管の開口部に適当なシールを貼付けるなど、適宜、開口部を閉じる。

20

本願において説明した電子回路は、マイクロプロセッサの形態であるコンピュータを含んでいて、そのソフトウェアには、当業者に周知である $AVO_2$ 差方程式のアルゴリズムが含まれ、かかる方程式は、本発明に従って改変されていて、患者の肺動脈血と混合した静脈血と、患者の前腕部における静脈血との比較を指示するものである、調節係数又は標準偏差が含まれている。 $AVO_2$ 差方程式においては、患者の肺動脈から取り出された、混合した静脈試料が使用される。

【0026】

この改変された $AVO_2$ 方程式は以下の通りに示される。

動脈血における酸素分圧から、静脈血における酸素分圧を減算する（肺動脈と前腕部の静脈との間における偏差は調節される。）。

30

酸素の消費は、 $3\text{ml 酸素} / \text{kg}$ と見積もる。酸素含有量は、飽和度 $\times 1.36 \times$ ヘモグロビンである。

標準的（酸素消費による）心拍出量の式は、

$$\text{心拍出量} = \text{酸素消費 (ml/分)} / AVO_2 \text{ 差 (ml 酸素 / 100ml 血液)} \times 10$$

心係数は、心拍出量を体表面積で割り算すれば得られる。また、必要に応じて、全身血管抵抗も計算可能である。

【0027】

以上のように、本発明による装置及び方法によれば、患者についての心拍出量の他、二酸化炭素や、温度、及びpHなど、患者についてのその他のパラメータを測定することができる。本願で述べたように、1本の動脈内プローブは、3つのセンサ、つまり酸素センサと二酸化炭素センサとpHセンサとを含む。これらのセンサは、直径が20ゲージ未満という、極めて小さい直径のカニューレに収容されて、かかるカニューレは、前腕部において静脈及び動脈に容易に挿入することができる。連続的な生体内の心拍出量が、改良された動脈/静脈差方程式を用いることで得られる。測定値は正確であって、 $\pm 3\%$ の精度をもち、72時間にわたってドリフトは最小である。使用されるプローブは、その先端部がプラントになっていて、血管壁に対して非外傷的であり、抗血栓物質によってコーティングされているので、血栓を防ぐことができ、血栓を防ぐ環境を維持するために、従来のIV点滴を用いる必要はない。プローブ内のセンサの応答時間は5分未満である。

40

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 2 8 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明による装置を患者の前腕部に装着して、本発明による方法を実施している様子を示した斜視図である。

【 図 2 】 図 2 は、図 1 の装置において使用されるプローブのうち、そのひとつを示した斜視図である。

【 図 3 】 図 3 は、図 2 の線 3 - 3 に沿って拡大して示した横断面図である。

【 図 4 】 図 4 は、図 2 の線 4 - 4 に沿って拡大して示した横断面図である。

【 図 5 】 図 5 は、図 2 に示した、翼状のプローブハブについて、その半分を拡大して示した側立面図である。

【 図 6 】 図 6 は、図 1 に示した、翼状のプローブハブについて拡大して示した側立面図である。

10

【 図 7 】 図 7 は、その他のパラメータの測定に利用可能であるような、本発明によるプローブを示した斜視図である。

【 図 8 】 図 8 は、図 5 のプローブについて、その遠位端の詳細を示した断面図である。

【 図 9 】 図 9 は、図 5 及び図 6 のプローブについて、その遠位端を拡大して示した斜視図である。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、本発明の別の実施形態によるプローブについて、その遠位端を示した拡大図である。

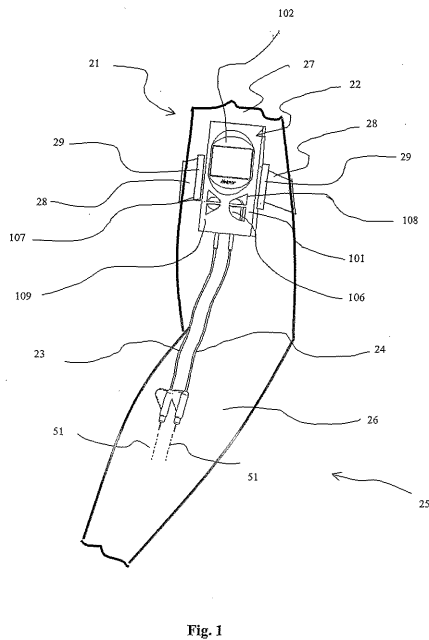
【 図 1 1 】 図 1 1 は、図 8 のプローブについて、その遠位端を詳細に示した断面図である。

20

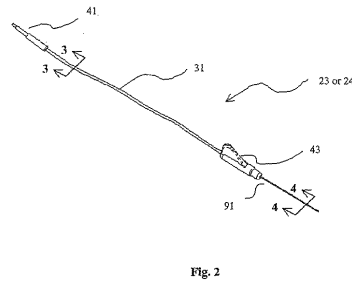
【 図 1 2 】 図 1 2 は、制御及び表示モジュールについて、その正面、左側面、及び右側面を模式的に示した図である。

【 図 1 3 】 図 1 3 は、制御及び表示モジュールに組み入れられる電子回路の構成を示したブロック図である。

【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】

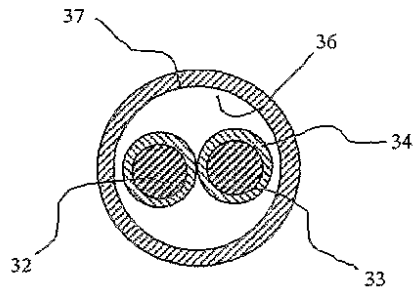


Fig 3

【 図 4 】

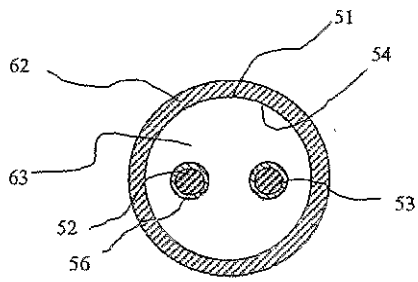


Fig 4

【 図 5 】

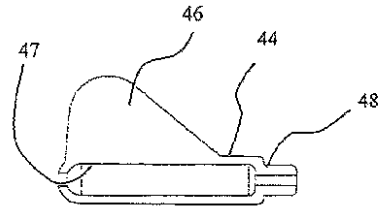


Fig 5

【 図 6 】

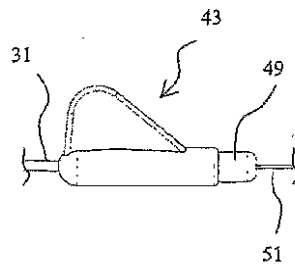


Fig 6

【 図 7 】

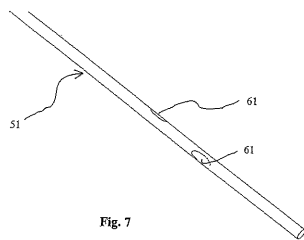


Fig. 7

【 図 9 】

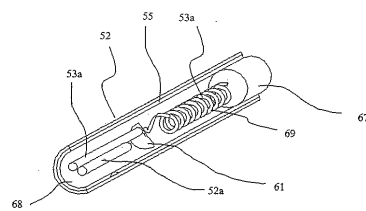


Fig. 9

【 図 8 】

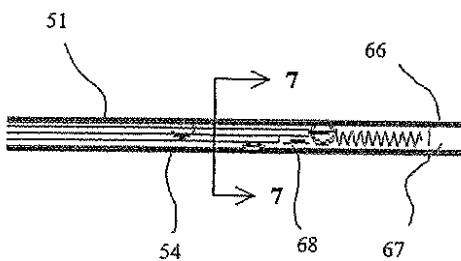


Fig. 8

【 図 10 】

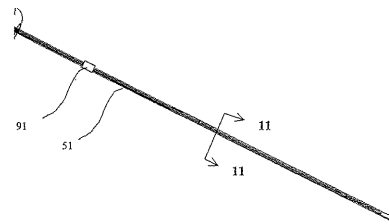


Fig. 10

【図11】

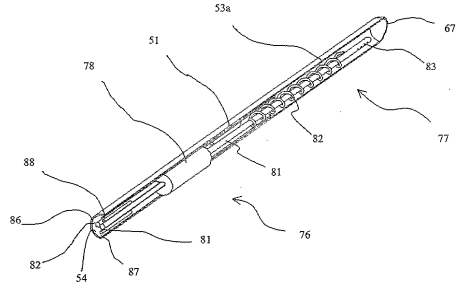


Fig. 11

【図12】

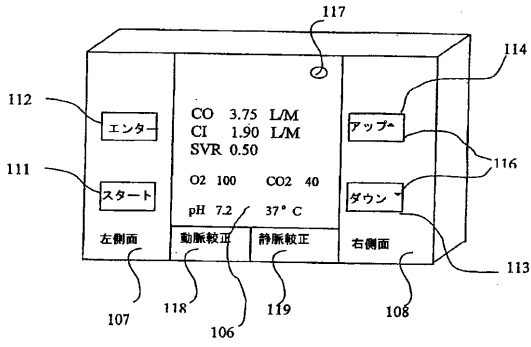


Fig. 12

【図13】

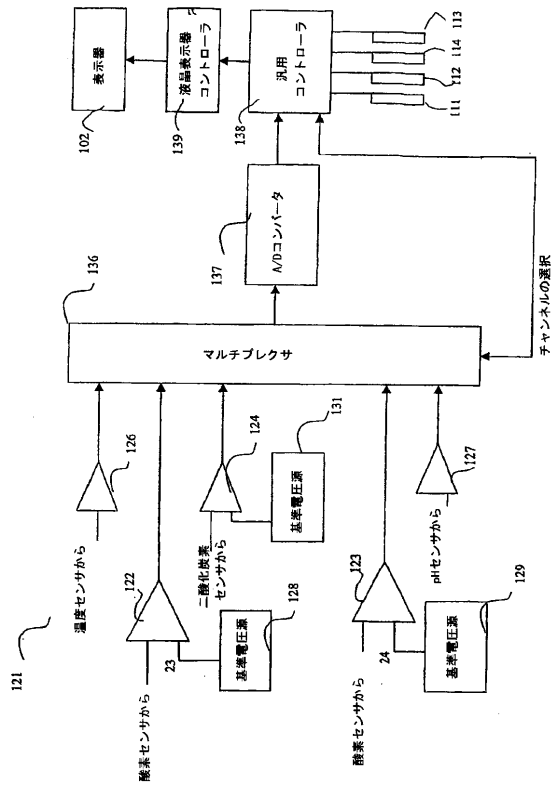


Fig. 13

## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US03/08043		
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>				
IPC(7) : A61B 5/02 US CL : 600/526 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. : 600/526,300-301,309,311,322-327				
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched				
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 --- A	US 5,651,767 A (SCHULMAN et al.) 29 July 1997 (29/07.1997) Figures 1-6.	8, 10, 11, 13 ----- 1-7, 9, 12, 14, and 15		
Y --- A	US 4,221,567 A (CLARK et al.) 9 September 1980 (09.09.1980), Figures 1 and 2.	8, 10, 11, and 13 ----- 1-7, 9, 12, 14, and 15		
Y --- A	US 4,015,600 A (LAUTAUD) 5 April 1977 (05.04.1977) Figures 1 and 2.	10 ----- 1-7, 9, 12, 14, and 15		
A	US 5,928,155 A (EGGERS et al.) 27 July 1999 (27.07.1999) entire document	1-15		
A	US 3,905,888 A (MINDT et al.) 16 September 1975 (16.09.1975) entire document	1-15		
A	US 4,919,141 A (ZIER et al.) 24 April 1990 (24.04.1990) entire document.	1-15		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.				
<table border="0" style="width: 100%;"> <tr> <td style="width: 50%; vertical-align: top;">           * Special categories of cited documents:            "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance            "E" earlier application or patent 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         </td> <td style="width: 50%; vertical-align: top;">           "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            "&amp;" document member of the same patent family         </td> </tr> </table>			* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent 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
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent 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 28 July 2003 (28.07.2003)		Date of mailing of the international search report <b>28 NOV 2003</b>		
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (703)305-3230		Authorized officer Max F. Hindenburg <i>Deane Rueseler for</i> Telephone No. (703) 308-0858		

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/US03/08043

## C. (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5,322,063A (ALLEN et al.) 21 June 1994 (21.06.1994) entire document.	1-15
A	US 5,409,666 A (NAGEL et al.) 25 April 1995 (25.04.1995) entire document.	1-15
A	US 6,064,900 A (VAGDAMA et al.) 16 May 2000 (16.05.2000) entire document	1-15
A	US 5,971,934 A (EGGERS) 04 August 1998 (04.08.1998) entire document	1-15
A	US 4,819,655 A (WEBLER) 11 April 1989 (11.04.1989) entire document	1-15
A	US 5,944,695 A (JOHNSON et al.) 31 August 1999 (31.08.1999) entire document	1-15

## フロントページの続き

- (72)発明者 ウェーバー マーガレット アール  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 2 4 ロス アルトス クリントン ロード 8 4 7
- (72)発明者 クリスティアン ジェフリー ジェイ  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 5 0 3 7 モーガン ヒル パラダイス ヴァリー レー  
ン 1 6 2 0 1
- (72)発明者 ンギエイエン ハリー ディー  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 2 8 4 3 ガーデン グローヴ フラワー ストリート  
1 4 2 0 2 アパートメント ケイ
- (72)発明者 ドゥアバル ヴラディミアー ジェイ  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 0 2 ベルモント デイヴィー グレン ロード 4  
0 0 スイート 4 8 1 2
- Fターム(参考) 4C017 AA03 AB02 AC16 BC30  
4C038 KK04 KL02 KM03

专利名称(译)	用于掌握心输出量的装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006513786A</a>	公开(公告)日	2006-04-27
申请号	JP2004569650	申请日	2003-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	开骂公司		
申请(专利权)人(译)	凯马股份有限公司		
[标]发明人	ウェーバーマーガレットアール クリスティアンジェフリージェイ ンギュイエンハリデー ドゥアバルヴラディミアージェイ		
发明人	ウェーバー マーガレット アール クリスティアン ジェフリー ジェイ ンギュイエン ハリー デー ドゥアバル ヴラディミアージェイ		
IPC分类号	A61B5/026 A61B5/1473 G01N27/404 A61B5/00 A61B5/02 A61B5/0205 A61B5/028		
CPC分类号	A61B5/029 A61B5/02055 A61B5/028 A61B5/14542 A61B5/1473 A61B5/681 A61B5/6848 A61B2562/0215		
FI分类号	A61B5/02.340.Z A61B5/14.331 G01N27/46.323		
F-TERM分类号	4C017/AA03 4C017/AB02 4C017/AC16 4C017/BC30 4C038/KK04 4C038/KL02 4C038/KM03		
其他公开文献	JP2006513786A5 JP4369873B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

甲通常提供用于掌握患者的心输出量的装置和方法。对于一个病人的心脏，用于确定心脏输出量(21)的装置，一个控制和显示模块(22)。静脉探针插入在患者前臂的静脉，被耦合到控制和显示模块(22)。静脉探针提供对应于溶解在静脉血中的氧的电信号。动脉探针(23)插入在所述患者(26)，耦合到所述控制和显示模块(22)的前臂的动脉。动脉探针提供对应于溶解在动脉血中的氧的电信号。控制和显示模块(22)设置有可视显示(102)，利用该动静脉氧差分方程，以提供在体内连续心输出量，该方程中，患者而不是调整静脉血液与肺混合包括调整因子，使调整为静脉血液取样。

