

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4242652号
(P4242652)

(45) 発行日 平成21年3月25日(2009.3.25)

(24) 登録日 平成21年1月9日(2009.1.9)

(51) Int.Cl.		F I	
A 6 1 M	1/14	(2006.01)	A 6 1 M 1/14 5 3 5
A 6 1 B	5/00	(2006.01)	A 6 1 B 5/00 N
A 6 1 B	5/145	(2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 1 0
G O 1 N	21/27	(2006.01)	G O 1 N 21/27 Z
G O 1 N	21/35	(2006.01)	G O 1 N 21/35 Z

請求項の数 24 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2002-569910 (P2002-569910)
 (86) (22) 出願日 平成14年2月26日(2002.2.26)
 (65) 公表番号 特表2004-519287 (P2004-519287A)
 (43) 公表日 平成16年7月2日(2004.7.2)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2002/000563
 (87) 国際公開番号 W02002/071039
 (87) 国際公開日 平成14年9月12日(2002.9.12)
 審査請求日 平成17年2月28日(2005.2.28)
 (31) 優先権主張番号 T02001A000189
 (32) 優先日 平成13年3月2日(2001.3.2)
 (33) 優先権主張国 イタリア(IT)

(73) 特許権者 502101065
 ガンプロ ダスコ、ソシエタ ヘル アチ
 オニ
 イタリア国、メドラ、ピア モデネセ、3
 O
 (74) 代理人 100066692
 弁理士 浅村 皓
 (74) 代理人 100072040
 弁理士 浅村 肇
 (74) 代理人 100072822
 弁理士 森 徹
 (74) 代理人 100087217
 弁理士 吉田 裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 透析機械の血液回路における血液のヘモグロビン濃度 (HGB) を測定する測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

透析機械(1)の血液回路(2)における血液のヘモグロビン濃度(HGB)を測定する測定装置であって、

前記血液回路(2)の1つの部分(5a)に沿った血液による電磁波の吸収(A)の値を測定する吸収測定センサ(11)と、

前記血液回路(2)の前記部分(5a)に沿った血液の血圧(P)と血液温度(T)とのうちの少なくとも1つからなる血液の物理量の値を測定するための少なくとも1つの他のセンサ(12, 13)と、

前記吸収測定センサ及び他のセンサ(11, 12, 13)に連結され、血液中のヘモグロビン濃度(HGB)の値を、前記吸収(A)および前記物理量の値の関数として計算する計算ユニット(14)とを具備することを特徴とする測定装置。

【請求項2】

前記計算ユニット(14)が、ヘモグロビン濃度(HGB)の値を、前記吸収(A)の値および前記血液回路(2)の前記部分(5a)に沿って測定された前記血圧(P)の値の関数として計算することを特徴とする、請求項1に記載の測定装置。

【請求項3】

前記計算ユニット(14)が、ヘモグロビン濃度(HGB)の値を、前記吸収(A)の値および前記血液回路(2)の前記部分(5a)に沿った前記血液温度(T)の値の関数として計算することを特徴とする、請求項1に記載の測定装置。

10

20

【請求項 4】

前記血液回路(2)に沿う特定の血流量(Q_b)を与える蠕動ポンプ(8)を備え、前記血液回路(2)の前記部分(5a)は前記蠕動ポンプ(8)の下流に位置し、前記計算ユニット(14)は、ヘモグロビン濃度(HGB)の値を、前記吸収(A)の値、前記血圧(P)の値、および前記血流量(Q_b)の値の関数として計算することを特徴とする、請求項1に記載の測定装置。

【請求項 5】

前記血液回路(2)に沿う特定の血流量(Q_b)を与える蠕動ポンプ(8)を備え、前記血液回路(2)の前記部分(5a)は前記蠕動ポンプ(8)の下流に位置し、前記計算ユニット(14)は、ヘモグロビン濃度(HGB)の値を、前記吸収(A)の値、前記血圧(P)の値、前記血流量(Q_b)の値、および前記温度(T)の値の関数として計算することを特徴とする、請求項1に記載の測定装置。

10

【請求項 6】

前記血液回路(2)の前記部分(5a)は、チューブ(15)の部分(20)を含み、前記電磁波は、特定の経路に沿ってチューブ(15)の前記部分(20)を通過することを特徴とする、請求項1から5までのいずれか1項に記載の測定装置。

【請求項 7】

前記経路は前記チューブ(15)の前記部分(20)の内径(D_i)と相関しており、前記計算ユニット(14)は、ヘモグロビン濃度(HGB)の値を、前記チューブ(15)の前記部分(20)の前記内径(D_i)の関数として計算することを特徴とする、請求項6に記載の測定装置。

20

【請求項 8】

前記吸収測定センサ(11)は、特定の送信強度(I_0)で電磁波ビームを送信する送信器(26)と、受信強度(I_R)を検出可能な検出器(27)とを備え、前記吸収(A)は、前記送信強度(I_0)と前記受信強度(I_R)との差に等しいことを特徴とする、請求項1から7までのいずれか1項に記載の測定装置。

【請求項 9】

前記計算ユニット(14)は、前記受信強度(I_R)の分散(VAR)を計算し、前記分散(VAR)を許容可能性の範囲と比較して、前記血液回路(2)の前記部分(5a)の上流および/または下流における遮断を検出することを特徴とする、請求項8に記載の測定装置。

30

【請求項 10】

前記計算ユニット(14)は、前記分散(VAR)の値が前記許容可能性の範囲外である場合に誤差信号(E)を送信することを特徴とする、請求項9に記載の測定装置。

【請求項 11】

前記血液回路(2)の前記部分(5a)を形成する接続部(10)を備え、該接続部は、前記吸収(A)の値の測定を行うためのチューブ(15)を備え、前記少なくとも1つの血液の物理量が血圧(P)であり、前記接続部がさらに、前記血圧(P)の測定を行うためのチャンバ(16)を備えていることを特徴とする、請求項1から10までのいずれか1項に記載の測定装置。

40

【請求項 12】

前記チャンバ(16)は変形可能な膜(24)で被覆されていることを特徴とする、請求項11に記載の測定装置。

【請求項 13】

前記血液回路(2)が動脈分岐(5)および静脈分岐(6)を備え、前記接続部(10)が前記動脈分岐(5)に沿って配置されていることを特徴とする、請求項11または12に記載の測定装置。

【請求項 14】

前記チューブ(15)および前記チャンバ(16)は互いに直接係合されていることを特徴とする、請求項11に記載の測定装置。

50

【請求項 15】

前記チューブ(15)および前記チャンバ(16)は双方とも剛性の材料から成ることを特徴とする、請求項11に記載の測定装置。

【請求項 16】

前記チューブ(15)は、前記吸収の測定を行う第1の測定断面を規定する部分(20)を有し、前記チャンバ(16)は、圧力検出を得る第2の測定断面を有し、前記測定断面間の距離は50mm未満であることを特徴とする、請求項11に記載の測定装置。

【請求項 17】

前記チューブ(15)の前記部分(20)は10mm未満の内径(D_i)を有することを特徴とする、請求項16に記載の測定装置。

10

【請求項 18】

前記血液回路(2)の前記部分(5a)を形成する接続部(10)を備え、前記接続部(10)はチューブ(15)を備え、そのチューブ(15)に沿って電磁波ビームによって測定を行って血液の吸収(A)の値を求めるようになっていることを特徴とする、請求項1に記載の測定装置。

【請求項 19】

前記少なくとも1つの他のセンサは圧力センサ(12)を含み、その圧力センサ(12)は、前記血液回路(2)の前記部分(5a)において電気装置(25)によって血圧(P)の変動を測定するための変形可能な膜(24)が装着されたチャンバ(16)を備えることを特徴とする、請求項18に記載の測定装置。

20

【請求項 20】

前記接続部(10)に配置された温度センサ(13)を備えることを特徴とする、請求項19に記載の測定装置。

【請求項 21】

前記血液回路(2)に沿って特定の血流量(Q_b)を与える蠕動ポンプ(8)を備え、前記接続部(10)は前記蠕動ポンプ(8)の下流に位置し、前記計算ユニット(14)は、ヘモグロビン濃度(HGB)を、前記血流量(Q_b)の関数として計算することを特徴とする、請求項18から20までのいずれか1項に記載の測定装置。

【請求項 22】

前記チューブ(15)および前記チャンバ(16)は透明な剛性の材料から成ることを特徴とする、請求項19に記載の測定装置。

30

【請求項 23】

前記吸収測定センサ(11)は、前記チューブ(15)上に配置されていて、特定の送信強度(I₀)で電磁波ビームを送信する送信器(26)と、受信強度(I_R)を検出可能な検出器(27)とを備え、前記吸収(A)は、前記送信強度(I₀)と前記受信強度(I_R)との差に等しいことを特徴とする、請求項19に記載の測定装置。

【請求項 24】

前記計算ユニット(14)が前記蠕動ポンプ(8)に接続されていることを特徴とする、請求項21に記載の測定装置。

【発明の詳細な説明】

40

【0001】

(説明)

本発明は、透析機械の回路において血液中のヘモグロビン濃度を測定するための方法に関する。

【0002】

一般に、既知のタイプの透析機械は、使用の際に患者の循環系に接続される血液循環用の第1の回路と、透析物の循環用の第2の回路と、第1の回路が血液を通過させ第2の回路が透析物を通過させるフィルタとを備えている。フィルタは半透膜を備えており、これは、使用の際に血液から透析物を分けて、透析物と血液との間のイオンの交換を可能とし、更に、膜を介して血漿の一部を移動させることを可能とする。第1の回路は、フィルタの

50

上流に位置する動脈分岐と、フィルタの下流に位置する静脈分岐とを備えており、一方、この機械は、動脈分岐に位置する蠕動ポンプを備えており、患者から抽出した血液をフィルタへと運ぶ。第1および第2の回路は、PVC等の透明な可撓性材料から成り、回路の無菌状態を確保する。回路の可撓性によって、それらのパッケージングが容易となり、回路の一部を単にくびれさせることによって流れを阻止することができ、一方で、透明さによって、使用中に回路内に運ばれている液体を視覚的に検査することが可能となる。

【0003】

割込み式の高精度な測定によって、透析治療中の赤血球のヘモグロビンの濃度を求める既知の方法があり、これは、実験室での血液サンプルの調査を必要とする。他に、機械内でヘモグロビン濃度の非割込み式測定を行うことができる透析機械もある。機械内で行われる非割込み式測定は、実験室での測定に比べて著しく精度が劣るが、透析機械の動作パラメータを即座に補正可能な方法でリアルタイムで行われるという利点を有する。

10

【0004】

伊国特許第1,240,489号は、第1の回路の動脈分岐内を流れる血液の電磁波の吸収を測定することによって、機械内で非割込み式にヘモグロビン濃度を測定する方法を開示する。

【0005】

ヘモグロビンは、赤血球に含まれるたんぱく質であり、その濃度は、赤血球の色素を変化させる。従って、血液中のヘモグロビンの濃度は、血液に含まれる赤血球の量に依存し、赤血球に含まれるヘモグロビンの量に依存する。血液による電磁波の吸収を測定するために、送信器を用いて、送信信号と関連した送信強度を有する電磁波ビームを発生し、この電磁波ビームを回路の一部に当たるようにし、受信強度と関連した信号を発生する受信器によって電磁波を検出する。送信強度と受信強度との差が吸収に相当し、これは、特定の関数によってヘモグロビン濃度に関連付けられる。

20

【0006】

記載された方法は、正確な測定値を与えるとされているが、本出願人が行った実験室におけるテストでは、透析機械の動作では場合によっては、同じタイプの血液に対して、上述した方法に従って行われた測定により与えられるヘモグロビン濃度の値は、実験室で測定された濃度値からずれていることが実証された。

【0007】

本発明の目的は、実験室での測定の精度レベルにできるだけ近い精度レベルで、非割込み式で、透析機械の回路において血液中のヘモグロビン濃度を測定するための方法を提供することである。

30

【0008】

本発明によれば、透析機械の回路において血液中のヘモグロビン濃度を測定するための方法が提供され、この方法は、前記回路の1つの部分に沿った血液による電磁波の吸収の値を測定することを備え、前記吸収の値は前記ヘモグロビン濃度の値と関連し、この方法は、前記部分に沿った血圧、血液温度、および血流量を含む群からの、少なくとも1つの血液の物理量の値を測定し、血液中のヘモグロビン濃度の値は、吸収および前記物理量の値の関数として計算されることを特徴とする。

40

【0009】

また、本発明は、前記方法の適用のための回路に関する。

【0010】

本発明によれば、請求項1ないし12のうち少なくとも1項による方法に適用するため、透析機械のための血液循環回路が提供される。これは、回路の前記部分を形成する接続部を備え、前記接続部は、電磁波吸収の測定を血液に行うためのチューブと、血圧の測定を血液に行うためのチャンバとを備えることを特徴とする。

【0011】

また、本発明は、透析機械の回路において血液の特徴を測定するための装置に関する。

【0012】

50

本発明によれば、透析機械の回路においてヘモグロビン濃度を測定するための装置が提供される。この装置は、前記回路の部分形成する接続部を備え、前記接続部はチューブを備え、これに沿って電磁波ビームによって測定を行って血液の吸収を求め、ヘモグロビン濃度は前記吸収と相関し、この装置は、2つの物理量すなわち血圧および血液温度のうち1つを測定するための少なくとも1つの更に別のセンサを備え、ヘモグロビン濃度は吸収および前記物理量の関数であることを特徴とする。

【0013】

これより、本発明について、限定的な意図はなく実施形態の一例を示す添付図面を参照して説明する。

【0014】

図5を参照すると、番号1は、腎不全の見られる患者において透析治療を行うための透析機械の全体を示す。機械1は、血液回路2、透析回路3、およびフィルタ4を備えている。使用の際、回路2は、患者の循環系に接続して、患者から取得した血液を動脈分岐5に沿ってフィルタ4に供給し、この血液を静脈分岐6に沿って患者に戻す。フィルタ4は半透膜7を備えており、これは、透析物から血液を分けて、血液と透析物との間のイオンの交換を可能とし、更に、血液回路2から血漿の一部を抽出することを可能とする。機械1は蠕動ポンプ8を備えており、これは、動脈分岐5上に位置し、使用の際に患者から血液を抽出して、この血液を、フィルタ4および、非割込み式で動脈分岐5に沿った血液中のヘモグロビン濃度(HGB)を測定するための測定装置9に運ぶ。

【0015】

測定装置9は、蠕動ポンプ8とフィルタ4との間に位置する接続部10、光学式のセンサ11、圧力センサ12、温度センサ13、ならびに、センサ11、12および13に接続された計算部14を備えている。図1を参照すると、接続部10は、動脈分岐5の部分5aを形成し、動脈分岐5の2つの可撓性部分5bおよび5c間に介在する。

【0016】

図6および7を参照すると、接続部10は、チューブ15およびこのチューブ15に固定的に接続されたチャンバ16を備えている。チューブ15は、チャンバ16と一体であり、双方とも透明な剛性プラスチックから成る。チャンバおよび/またはチューブは、接続部10の表面から突出した小さいフィン(図示せず)の形態の放射状要素を支持し、これは、コネクタを容易に扱えるように位置決め装置として機能して、コネクタを機械上に容易に取り付けて固定できるようにする。チューブ15は、部分5bに接続するための開口部17、部分5cに接続するための開口部18、チャンバ16に隣接した部分19および、内径Diを有し開口部17と部分19との間に位置する部分20を備えている。チャンバ16は、容器21、中央の孔23を備えたカバー22、および、容器19とカバー22との間で把持され血圧の関数として変形する弾性膜24を備えている。換言すれば、圧力センサ12は、チャンバ16および、制御ユニット14が取得する電気信号の形態で膜24の変形の程度を測定するための電気装置25を備えている。

【0017】

センサ11は、可視すなわち「NIR」スペクトルの電磁波のビームを発生し、この電磁波ビームをチューブ14の部分18に沿って導く送信器26、および、チューブ14の対向側で電磁波ビームを受信する検出器27を備えている。センサ11の詳細は、伊国特許第1,240,489号を参照されたい。

【0018】

温度(T)センサ13は、可視またはNIRスペクトル外である電磁波のセンサである。

【0019】

使用の際、蠕動ポンプ8は、図1において矢印で示すように、回路2に沿って、接続部10を介して、血流 Q_b を供給する。蠕動ポンプ8は、血流 Q_b の値を連続的に制御装置13に供給する。

【0020】

センサ12は、圧力値Pと相関した電気信号を連続的に計算ユニット14に送信し、一方

10

20

30

40

50

、センサ 13 は、温度 T の値と関連した電気信号を計算ユニット 14 に供給する。チューブ 15 の部分 20 に沿った血流は、部分 20 の内径 D_i と関連した光学路を形成し、一方、検出器 27 は、部分 20 の対向側で電磁波ビームを受信する。送信されたビームは、送信強度 I_0 の信号と関連し、受信ビームは、受信強度 I_R の信号を発生する。計算ユニット 14 は、一定の間隔の時間系列で、一定の送信強度 I_0 に対する受信強度 I_R の値を受信する。実際には、吸収 A は、送信強度 I_0 から受信強度 I_R を引いたものに等しい。

【0021】

ヘモグロビン濃度 HGB の測定は、本出願人によって行われた研究に基づいている。本出願人は、実験的なテストによって、図 1 のグラフに示すように、ヘモグロビン濃度 HGB を吸収 A に、すなわち一定の送信強度信号 I_0 に対する受信強度信号 I_R に関連させた。

10

【0022】

本出願人は、図 3 に示すように血圧 P の関数として、図 4 に示すように血流 Q_b の関数として、図 2 に示すように温度 T の関数として、ヘモグロビン濃度 HGB の測定の誤差を求めた。

【0023】

本出願人の研究によって、血流 Q_b 、血圧 P、および温度 T によって、血液の電磁放射の吸収 (A) の能力すなわち吸収 A が変化し、このため機械において見出されるヘモグロビン濃度 HGB の値と実験室でのテストで見出される値との間に差があることが実証された。換言すれば、機械 1 の動作中に血液に作用する物理量によって、赤血球の構造的な変化が生じ、これは小さいものであるが、ヘモグロビン濃度 HGB の測定値を変化させるには

20

【0024】

本出願人が行った研究に基づいて、測定装置 9 によって測定を行い、その精度は、赤血球の構造を変化させる物理量についての許容誤差の増大と共に高くなることがわかった。

【0025】

内径 D_i の値は、計算ユニット 14 において設定される。計算ユニット 14 は、血流 Q_b の値を受け取って、電磁波の吸収 A の値、センサ 12 が測定した圧力値 P、ポンプ 8 の血流 Q_b 、およびセンサ 13 が測定した値 T の関数として、ヘモグロビン濃度 HGB を計算する。

30

【0026】

実際には、行った研究に基づいて、ヘモグロビン濃度を上述の量に関連付ける以下の関数を計算した。

【数 1】

$$HGB = \left(\ln \frac{I_R}{I_0} \right) \cdot f(Q_b, P, D_i, T) = \left[\ln \left(1 - \frac{A}{I_0} \right) \right] \cdot f(Q_b, P, D_i, T)$$

【0027】

また、この関数は、簡略化することができる。なぜなら、圧力 P、血流 Q_b 、および温度 T から成る測定物理量の 1 つまたは 2 つに対する依存性を除去すると、与えられるヘモグロビン濃度 HGB の測定値は、これら測定物理量の 3 つ全てを関数によって考慮する測定よりも精度が低くなるが、吸収 A にのみ基づいた測定値よりも精度は高く、実験室での測定値に近いからである。

40

【0028】

接続部 10 の構造的および機能的な作用は、圧力の関数として HGB 測定を適切に補償するために重要である。実際、チューブ 15 における圧力の振幅、期間、および可変成分 (圧力は血液ポンプ 8 によって常に変化する) は、HGB 測定に影響を及ぼす。チューブ 15 およびチャンバ 16 は互いに直接係合しており、双方とも剛性材料から成るので、チャンバ 16 における圧力検出は、極めて精密であり、チューブ 15 の圧力および圧力変動に

50

厳密に関連している。更に、チューブ15とチャンバ16との間が接近しており接続部10が剛性であるならば、光学検出が行われる部分と圧力検出が得られる部分との間の血液導管を变形させることは実質的には不可能である。光学検出が行われるチューブ15の部分20の断面と、圧力検出が得られるチャンバ16の断面との間の軸方向の距離は、50mm未満でなければならない。図6および7に示す実施形態では、かかる距離は25mmに等しい。チューブ15の部分20は、10mm未満の内径 D_i とすべきである。

【0029】

図8および9を参照すると、グラフは、時間 t の関数としての検出器27が受信した強度 I_R の曲線および、時間 t の関数としての受信強度 I_R の曲線の分散 VAR の値の曲線を示す。

10

【0030】

図8を参照すると、 I_R の値の曲線は、第1の部分28を含み、これは、蠕動ポンプ8が与える血流 Q_b によって生じた I_R の値の周期的な変動によって特徴付けられ、透析機械1の正常動作段階に相当する。この曲線は更に部分29を含み、これは、センサ11の上流で回路の閉塞が生じた段階に相当する。部分28の I_R の値と部分29のものとの相違は、グラフの観点では顕著であるが、信号という観点では、部分29から部分28を明らかに区別する閾値を確定することは難しい。逆に、分散 VAR は、部分28から29への変更点で、すなわち回路2の閉塞が生じた時点で、無限へと向かうピークを示す。

【0031】

図9を参照すると、受信強度 I_R の曲線は、機械1の正常動作段階に相当する第1の部分30および部分31を含み、部分31は、センサ11の下流で回路の閉塞が生じた段階に相当するが、これが受信強度 I_R の著しい変動を引き起こすことはない。逆に、下流での閉塞によって、時間 t の関数としての分散 VAR に著しい変動が生じる。

20

【0032】

計算ユニット14は、分散 VAR の各値と、機械1の正常動作に対応する分散 VAR の値の平均値の範囲内の許容可能性、すなわち回路2の閉塞がない範囲を常に比較する。分散 VAR の値が許容可能性の範囲から著しく外れると、計算ユニット14は誤差信号 E を送信する。

【0033】

結果として、吸収 A の測定は、ヘモグロビン濃度 HGB を測定するためだけでなく、動脈分岐5の上流または下流において閉塞が起こっているか否かを発見するためにも用いられる。

30

【図面の簡単な説明】

【図1】 受信強度の関数としてヘモグロビン濃度を示す実験によるグラフである。

【図2】 血液温度の関数としてヘモグロビン濃度の測定の誤差を示す実験によるグラフである。

【図3】 血圧の関数としてヘモグロビン濃度の測定の誤差を示す実験によるグラフである。

【図4】 血流の関数としてヘモグロビン濃度の測定の誤差を示す実験によるグラフである。

40

【図5】 本発明による方法を実施するための透析機械の概略図である。

【図6】 本発明を実施するための装置の要素の側面図である。

【図7】 図6の要素の平面図である。

【図8】 図5の機械の第1の動作条件における時間の関数としての受信強度のグラフである。

【図9】 図5の機械の第2の動作条件における時間の関数としての受信強度のグラフである。

【 図 1 】

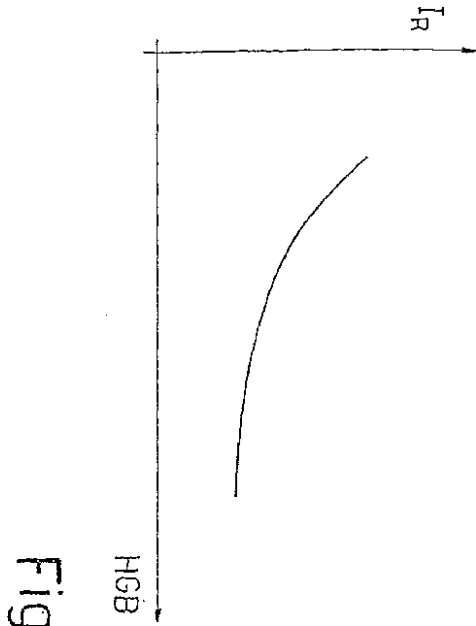
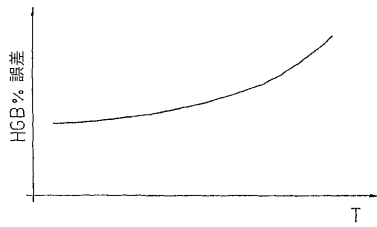
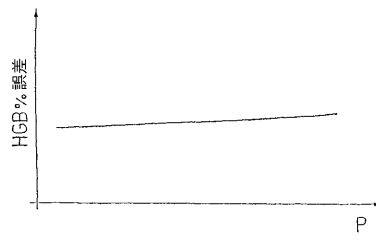


Fig.1

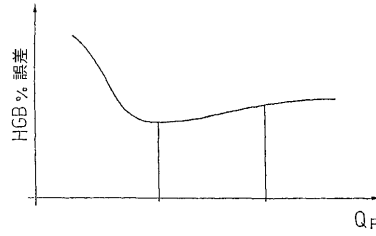
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】

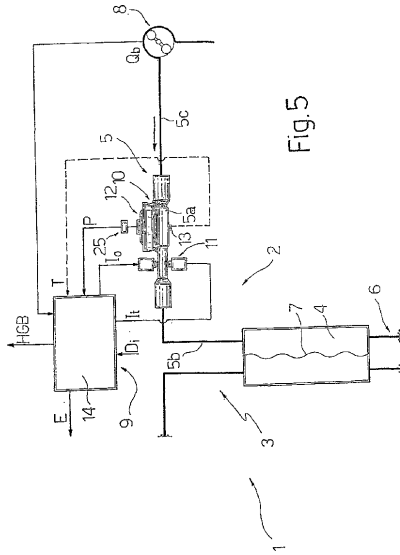


Fig.5

【 図 6 】

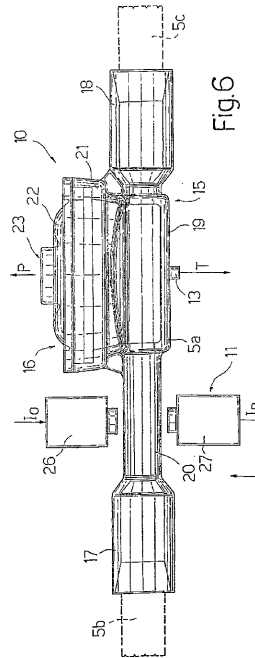


Fig.6

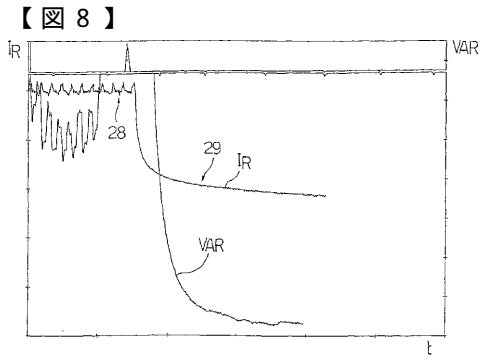
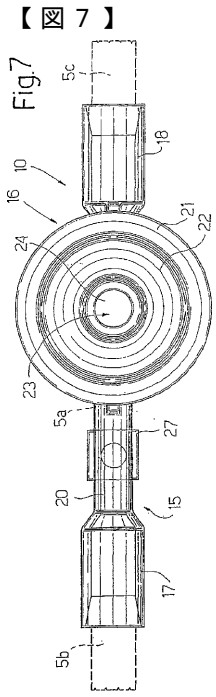
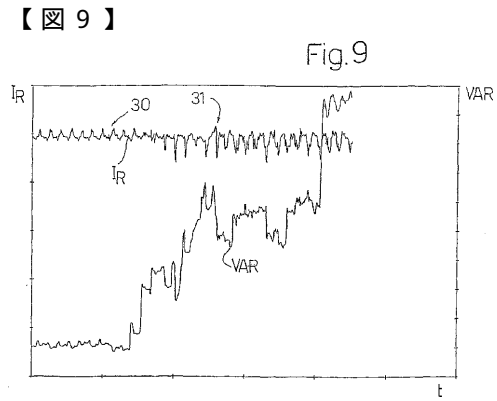


Fig.8



フロントページの続き

- (72)発明者 ファヴァ、マッシモ
イタリア国 ミランドーラ、ピア ヴェスプッチ 49 / ビー
- (72)発明者 デルネヴォ、アンナリーサ
イタリア国 コレッジオ、ピア キュネオ、13
- (72)発明者 パオリーニ、フランチェスコ
イタリア国 モデナ、ガナチェト、ストラータ フォルギエリ、229

審査官 小原 深美子

- (56)参考文献 特表平09-500721(JP,A)
特開平11-226119(JP,A)
特開2000-060965(JP,A)
欧州特許出願公開第1078642(EP,A2)
実開昭60-094238(JP,U)
国際公開第00/033053(WO,A1)
国際公開第95/004266(WO,A1)
特開平04-190141(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61M 1/14
A61B 5/00
A61B 5/145
G01N 21/27
G01N 21/35

专利名称(译)	用于测量透析机血液回路中血红蛋白浓度 (HGB) 的测量装置		
公开(公告)号	JP4242652B2	公开(公告)日	2009-03-25
申请号	JP2002569910	申请日	2002-02-26
[标]申请(专利权)人(译)	金宝达斯科协会数据佩尔Achioni		
申请(专利权)人(译)	金宝达斯科, Soshieta佩尔Achioni		
当前申请(专利权)人(译)	金宝达斯科, Soshieta佩尔Achioni		
[标]发明人	ファヴァマッシモ デルネヴォアンナリーサ パオリーニフランチェスコ		
发明人	ファヴァ、マッシモ デルネヴォ、アンナリーサ パオリーニ、フランチェスコ		
IPC分类号	A61M1/14 A61B5/00 A61B5/145 G01N21/27 G01N21/35 A61B5/1459 A61M1/36 G01N21/31 G01N21/85 G01N33/487		
CPC分类号	A61B5/14557 A61M1/3639 A61M1/3641 A61M1/367 A61M2230/207 G01N21/31 G01N21/35 G01N21/359 G01N21/85		
FI分类号	A61M1/14.535 A61B5/00.N A61B5/14.310 G01N21/27.Z G01N21/35.Z		
代理人(译)	森 彻 吉田 裕		
审查员(译)	小原 深美子		
优先权	102001900913029 2001-03-02 IT		
其他公开文献	JP2004519287A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种测量透析机 (1) 的回路 (2) 中血液中血红蛋白浓度 (HGB) 的方法。该方法包括测量沿着所述电路 (2) 的特定部分 (5a) 携带的血液的电磁波吸收 (A) 的值, 测量血液的血压 (P) , 血液温度 (T) 和血流量 (Q b) ;测量作为吸收函数的血红蛋白浓度 (A) (HGB) 的图像。

$$HGB = \ln \left[\frac{I_0}{I} \right] \cdot f(Q, P, D, T) = \left[\ln \left(1 - \frac{A}{I_0} \right) \right] \cdot f(Q, P, D, T)$$