

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4597971号
(P4597971)

(45) 発行日 平成22年12月15日(2010.12.15)

(24) 登録日 平成22年10月1日(2010.10.1)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 M 1/14 (2006.01)
 A 6 1 M 1/14 5 9 1
 A 6 1 M 1/14 5 1 0

請求項の数 23 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2006-508416 (P2006-508416)	(73) 特許権者	501473877
(86) (22) 出願日	平成16年5月31日 (2004.5.31)		ガンプロ・ルンディア・エービー
(65) 公表番号	特表2006-526447 (P2006-526447A)		GAMBRO LUNDIA AB
(43) 公表日	平成18年11月24日 (2006.11.24)		スウェーデン国、22643 ルンド、マ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2004/001777		ギストラートスバゲン 16
(87) 国際公開番号	W02004/108206	(74) 代理人	100091351
(87) 国際公開日	平成16年12月16日 (2004.12.16)		弁理士 河野 哲
審査請求日	平成19年3月8日 (2007.3.8)	(74) 代理人	100088683
(31) 優先権主張番号	MO2003A000165		弁理士 中村 誠
(32) 優先日	平成15年6月4日 (2003.6.4)	(74) 代理人	100108855
(33) 優先権主張国	イタリア (IT)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用液体輸送管路用のジョイント

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

血液の体外処理用の回路であって、

下記(a)、(b)、(c)を具備する血液の体外処理用の回路。

(a) 患者から除去された血液を、血液処理装置(3)の少なくとも第1のチャンバへ供給するための、少なくとも1本の血液回収管(2a)。

(b) 前記血液が前記血液処理装置(3)の前記第1のチャンバから出た後に、処理された血液を前記患者へ戻すための少なくとも1本の血液戻り管(2b)。

(c) 半透膜によって前記第1のチャンバから分離された前記血液処理装置(3)の第2のチャンバから出る排出液体を排出するための、少なくとも1本の排出管(15b)であって、

前記排出管(15b)は、少なくとも第1の部分(40; 40'、40'')と第2の部分(36; 36'; 66)とを備え、これらの両方が、少なくとも部分的に、前記排出液体に接触することになっており、前記第2の部分は、前記第1の部分が作られる材料よりも大きな導電率を有する材料から作られ、前記第2の部分はまた、前記排出管の外側である要素にガルバニック電気接続可能であるように予め配置され、

前記第1の部分は、2つの管状要素(40; 40'、40'')を備え、前記第2の部分は、ジョイント(36; 36'; 66)であって、管状本体(37; 37')を備えており、これの2つの対向する端に2つの接続ゾーン(38、39; 38'、39')を有し、これの各々は、前記2つの管状要素(40、40'、40'')の1つの端ゾーンに接続

可能であり、前記管状本体（37、37'）は導電性材料から作られ、

前記排出管（15b）は、前記排出管に沿って前記排出液体を循環するために、ポンプ（24）に動作可能に結びつけられることになっているポンプセグメントを備え、前記導電性の第2の部分（36；36'）は、前記排出管の入口端と前記ポンプセグメントとの間に位置し、前記入口端は、前記処理装置（3）の前記第2のチャンバの出口に接続されることになっており、

前記ジョイントは、前記排出液体に接触するように設計された少なくとも1つの内側表面（41；41'）と、前記輸送管の外側である要素（44）に電氣的に接触するように設計された少なくとも1つの外側表面と、を有し、前記排出液体に存在する電荷を外部に消散するために、前記内側表面と前記外側表面との間の電気抵抗は、40K から10M

10

【請求項2】

前記管状本体（37；37'）は、少なくとも1つの添加物を含む少なくとも1つのプラスチック材料から作られ、この添加物は導電特性を前記管状本体（37；37'）に与える、請求項1に記載の回路。

【請求項3】

前記添加物は、カーボンを備える、請求項2に記載の回路。

【請求項4】

前記プラスチック材料は、PVCを備える、請求項2または3に記載の回路。

【請求項5】

前記内側表面と前記外側表面との間の前記電気抵抗は、200K から2M の間に構成される、請求項1から4のいずれか1項に記載の回路。

20

【請求項6】

前記管状本体（37'）は、第1の管状要素（40'、40"）の端ゾーンへ動作可能に結びつけられ、前記管状本体内部に前記第1の管状要素（40'、40"）を軸方向に挿入するのを限定するための、少なくとも1つの第1の軸方向の停止要素（42、43）を備える、請求項1から5のいずれか1項に記載の回路。

【請求項7】

前記管状本体（37'）は、前記第1の軸方向の停止要素（42、43）から軸方向に距離をおき、第2の管状要素（40'、40"）の端ゾーンへ動作可能に結びつけられ、前記管状本体（37'）内部に前記第2の管状要素を軸方向に挿入するのを限定するための、少なくとも第2の軸方向の停止要素（42、43）を備え、前記管状本体（37'）への前記第2の管状要素（40'、40"）の前記軸方向挿入は、前記第1の管状要素（40'、40"）の前記軸方向挿入に対して対向する方向で行われる、請求項6に記載の回路。

30

【請求項8】

前記軸方向停止要素（42、43）は、前記管状本体（37'）の内側に配列される、請求項6または7に記載の回路。

【請求項9】

前記管状本体（37、37'）は、接続のために使用されない自由な中間ゾーンを有し、このゾーンは前記接続ゾーン（38、39；38'、39'）の間に軸方向に構成され、前記排出液体に接触することになっている、請求項1から8のいずれか1項に記載の回路。

40

【請求項10】

前記中間ゾーン（41'）は、前記接続ゾーン（38'、39'）の内径よりも小さい内径を有する、請求項9に記載の回路。

【請求項11】

前記管状本体（37、37'）は、単一片に作られる、請求項1から10のいずれか1項に記載の回路。

【請求項12】

50

管の前記第 1 の部分の前記材料は、弾性的に変形可能なプラスチック材料であり、管の前記第 2 の部分の前記材料は、弾性的に変形可能なプラスチック材料であり、管の前記第 2 の部分の前記材料を導電性にする特性を有する少なくとも 1 つの添加物を加える、請求項 1 から 1 1 のいずれか 1 項に記載の回路。

【請求項 1 3】

前記添加物は、管の前記第 2 の部分の前記材料により大きな剛性を与える、請求項 1 2 に記載の回路。

【請求項 1 4】

前記プラスチック材料は P V C であり、前記添加物はカーボンを備える、請求項 1 2 または 1 3 に記載の回路。

10

【請求項 1 5】

下記の管の群から選択された液体を循環するための 1 つ以上の管を備えた請求項 1 から 1 4 のいずれか 1 項記載の回路。

- ・前記血液処理装置の前記第 2 のチャンバへ作用流体を供給するための、少なくとも 1 本の供給管 (1 5 a) 。

- ・前記血液回収管 (2 a) へ置換液体を注入するための、少なくとも第 1 の輸液管 (4) 。

- ・前記血液戻り管 (2 b) へ置換液体を注入するための、少なくとも第 2 の輸液管 (2 7) 。

【請求項 1 6】

20

前記導電性の第 2 の部分は、前記排出管の前記入口端のすぐ下流に位置する、請求項 1 から 1 5 のいずれか 1 項に記載の回路。

【請求項 1 7】

請求項 1 から 1 6 のいずれか 1 項にしたがって作られた回路とともに使用されるように予め配置された、体外血液処理用の機械であって、

前記血液回収管 (2 a) に血液を循環するための少なくとも 1 つの血液ポンプ (9) と

、前記排出管 (1 5 b) に排出液体を循環するための少なくとも 1 つの排出ポンプ (2 4) と、

管の前記導電性の第 2 の部分に電気接触してこれを受け入れるために予め配置された、少なくとも 1 つのサポート要素 (4 4) と、

30

前記回路に存在する可能性がある電荷を消散するために、前記サポート要素を外部の塊に接続する、少なくとも 1 つのガルバニック電気接続部 (5 0、5 1) と、

を備える、機械。

【請求項 1 8】

前記ガルバニック電気接続部は、接地を備える、請求項 1 7 に記載の機械。

【請求項 1 9】

前記ガルバニック電気接続部は、少なくとも 1 本の電気ケーブル (5 0) を備え、これは前記サポート要素 (4 4) を機械本体に接続し、これは接地に接続される、請求項 1 7 または 1 8 に記載の機械。

40

【請求項 2 0】

前記ガルバニック電気接続部に沿って予め配置され、0 . 1 M よりも大きい実在物を有する、少なくとも 1 つの電気安全インピーダンス (5 1) を備える、請求項 1 7 から 1 9 のいずれか 1 項に記載の機械。

【請求項 2 1】

前記電気インピーダンス (5 1) の前記実在物は、1 . 0 M 以上である、請求項 2 0 に記載の機械。

【請求項 2 2】

前記ガルバニック電気接続部に沿って平行に予め配置された複数の電気インピーダンスを備える、請求項 2 0 または 2 1 に記載の機械。

50

【請求項 23】

前記サポート要素(44)は、前記機械の軸受構造物に固定され且つこれに前記ガルバニック電気接続部(50)が終端する、導電性材料から作られた少なくとも第1の部分(46)と、プラスチック材料から作られ、管の前記第2の導電性の部分をこれに着脱自在に締結するための、少なくとも1つの機構(49a)が設けられる第2の部分(49)と、を備える、請求項17から22のいずれか1項に記載の機械。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

説明

本発明は、医療用液体輸送管路用のジョイント、このジョイントを備える液体輸送管路、この管路を備える輸液装置、この管路を備える体外血液処理用の回路、この回路に動作可能に結び付けることができる体外血液処理用の機械、および、この機械およびこの回路を備える血液の体外処理用の機器に関する。

【0002】

具体的には、限定はされないが、本発明は、急性腎機能障害の集中治療の分野に有用に適用することができる。

【背景技術】

【0003】

発明の背景

従来技術において、腎機能障害は、急性と慢性の両方ともが、体外透析療法によって治療され、その中で、血液は、体外回路の回収管路(動脈管路)を通過して患者から取り出され、体外血液処理(ダイアライザまたはダイアライザフィルタ、または、人工腎臓)用の装置の第1のチャンバ(血液チャンバ)へ送られ、体外回路の戻り管路(静脈管路)を通過して患者へ戻される。

【0004】

処理装置は、第2のチャンバ(透析チャンバ)を備え、これは、半透膜によって第1のチャンバから分離される。第2のチャンバは、排出液体用の排液管に流体的に接続された出口を有し、一般に、新鮮な透析液体の供給管に流体的に接続された入口をさらに有する。

【0005】

いくつかの処理において、特に、急性腎機能障害の処置用の集中治療では、1本以上の輸液管を設けることができ、これは特に、ダイアライザフィルタの上流で、血液回収管路内に第1の輸液流体を供給するための第1の輸液管(予輸液)、および、ダイアライザフィルタの下流で、血液戻り管内に第2の輸液流体を供給するための第2の輸液管(後輸液)である。

【0006】

処理を設定するために、体外回路は透析機械に結びつけられ、これは、少なくとも1つの血液ポンプ、一般には蠕動ポンプを備え、これは、回収管に予め配置され、血液の循環用である。通常、機械はまた、他の流体輸送管に流れる様々な液体の循環のために、様々な他のポンプを備え、これも通常は蠕動式であり、すなわち、排出管に沿って排出液体を循環するための排出ポンプと、供給管に沿ってダイアライザフィルタの第2のチャンバへ新鮮な透析液体を循環するためのポンプと、各輸液管用の輸液ポンプと、である。

【0007】

通常、体外処理の過程で、患者の生理的なパラメータのいくつかがモニタされ、特に、患者のECGを行うことは通常である。

【0008】

人工透析の間に、特に集中治療の場合に遭遇する問題の1つは、蠕動ポンプ、特に血液ポンプの回転が、ECGの障害(アーチファクトとして公知である)を引き起こすことである。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 9 】

E C Gにおけるこの干渉問題は、集中治療用の透析機械等の複雑な機器、および、蠕動ポンプ付輸液管を備えている輸液装置等のより簡単な機器の、両方で見られる。

【 0 0 1 0 】

E C G記録の変化は、区別できないトレーシングを招く可能性があり、または、誤って解釈され且つ心奇形の兆候と混同されることがある障害を引き起こす可能性がある。

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 1 】

発明の概要

本発明の主な目的は、従来技術に存在する上述の問題に解決策を提供することである。

【 0 0 1 2 】

本発明のさらなる目的は、血液および/または医療液体の体外循環用の回路に組み込むことができる液体輸送管を実現することであり、これのおかげで、回路に結びつけられた機械の操作にトレースすることができるE C G干渉を排除することが可能であり、且つ、これは、回路自体に液体を循環させるための手段も備える。

【 0 0 1 3 】

本発明のさらなる目的は、体外血液処理用の機械を利用可能にすることであり、これに対して体外回路を動作可能に結びつけることができ、且つ、これは上記に引用された液体輸送管を含み、この機能は、患者のE C Gに障害を引き起こさない。

【 0 0 1 4 】

本発明のさらなる目的は、輸液装置を提供することであり、この中で、医療輸液はポンプによって輸液管に沿って循環するように置かれ、この装置のおかげで、E C Gを乱す干渉を排除することが可能であり、これは、ポンプの操作による。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 5 】

本発明の利点は、体外血液処理用の機器の操作によって引き起こされるE C Gアーチファクトの上述の問題に、簡単で経済的な解決策を提供することである。

【 0 0 1 6 】

さらなる利点は、本発明は、E C Gアーチファクトを排除し、同時に、電気絶縁の必要な要件に应答し、したがって、患者の健康に関与するあらゆるリスクを排除する、体外血液処理用の機器を実現することである。

【 0 0 1 7 】

本発明のさらなる利点は、生体適合性に関するあらゆる問題を招かない解決策を提供することである。

【 0 0 1 8 】

本発明のさらなる利点は、製造するのが簡単で経済的であり、公知の製造方法を使用して容易に生産される、流体輸送管を提供することである。

【 0 0 1 9 】

これらの目的および利点およびそれ以外のさらなるものは、1つ以上の添付の特許請求の範囲に特徴づけられるように、すべて本発明によって獲得される。

【 0 0 2 0 】

本発明のさらなる特徴および利点は、例示として与えられ非限定的である添付の図面を参照して下記になされる、本発明の少なくとも1つの好適ではあるが限定的ではない実施形態の詳細な説明から、より良く理解されるであろう。

【 0 0 2 1 】

説明は、非限定的な例として与えられる添付の図面を参照してなされる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 2 】

詳細な説明

10

20

30

40

50

図 1 を参照すると、参照符号 1 は、血液の体外処理用の機器、特に、集中治療用の透析機械を示す。

【 0 0 2 3 】

血液回路 2 は、公知の種類で図示されていない血管アクセスを通して、患者から血液を取り出し、且つ、少なくとも 1 本の回収管（入口管すなわち動脈管路）2 a を経由して、たとえば連続した流れで、血液処理装置 3（または濾過ユニットまたはダイアライザフィルタまたは人工腎臓）へ、血液を輸送する。

【 0 0 2 4 】

血液は、血液処理装置 3 の第 1 のチャンバ（または血液チャンバ）に交差し、戻り管（または出口管すなわち静脈管路）2 b を経由して、処理された血液が、患者の体内脈管系に戻る。

10

【 0 0 2 5 】

回収管 2 a は、血液回収ゾーンのすぐ下流で、補助予輸液管 4 に接続されている。

【 0 0 2 6 】

二次液体の源 5（たとえば、容器またはバッグ）は、予輸液管 4 に供給する。機器は、液体を動かすための手段を備え、図示された例では、補助予輸液ポンプ 6（たとえば蠕動ポンプ）によって構成され、液体を動かすためのこの手段は、予輸液管 4 を経由して血液内に直接注入される二次液体の流れを制御する。

【 0 0 2 7 】

二次液体の源 5 は、適切な生体液を供給して予輸液をもたらすことができるが、抗凝血剤を供給することもできる。

20

【 0 0 2 8 】

血液は、血液循環方向 7 に、回収管 2 a から濾過ユニットに向けて流れ、且つ、濾過ユニットから戻り管 2 b を経由して患者へ流れ戻る。

【 0 0 2 9 】

血圧センサ 8 は、補助予輸液管 4 のすぐ下流に予め配置される。

【 0 0 3 0 】

機器は、液体を動かすための手段、すなわち、特定の場合には、血液回路 2 に血液の流れを制御し管理するために、少なくとも 1 つの血液ポンプ 9 を備える。血液ポンプ 9 は、一般に蠕動式である。

30

【 0 0 3 1 】

抗凝血剤を投与するための装置 10、たとえば適切な投与量のヘパリンを含む注射器は、血液ポンプ 9 の下流で回収管 2 a に作用する。

【 0 0 3 2 】

血液は、血液回路 2 内への正確な流れをモニタする、さらなる圧力センサ 11 を通る。次いで、血液は、処理装置 3 の血液チャンバに入り、そこで、半透膜を通して、所望の物質、分子および液体の交換が発生する。

【 0 0 3 3 】

処理された血液は、処理装置 3 から出て、戻り管路 2 b に入り、まず、血液内に存在するあらゆる気体状物質または気泡を停止し追い出すように予め配置された、気体分離装置（一般に空気）12 に交差する。分離装置 12 は、戻り管 2 b の圧力を制御するために、公知の種類で図示されていない圧力センサに動作可能に結びつけられている。

40

【 0 0 3 4 】

分離装置 12 から出る処理された血液は、次いで、気泡センサ 13 に交差し、これは、処理された血液の内部でこれらの危険な形成がないことをチェックする。

【 0 0 3 5 】

気泡センサ 13 のすぐ下流に、妨害要素 14 が位置し、この機能は、あらゆるアラーム中に、患者へ向かう血液の流れを阻止することである。

【 0 0 3 6 】

妨害要素 14 の下流で、処理された血液は、治療を受けている患者に戻る。

50

【 0 0 3 7 】

液体回路 1 5 には、処理装置 3 の第 2 のチャンバ（透析チャンバ）に入る処理液体（新鮮な透析液体）の少なくとも 1 本の供給管 1 5 a と、装置の第 2 のチャンバ 3 から出る排出管 1 5 b と、が設けられる。

【 0 0 3 8 】

処理液体の少なくとも 1 つの源 1 6 は、液体回路 1 5 の供給管 1 5 a に接続されている（処理液体の源 1 6 は、たとえば、透析液体を含む少なくとも 1 つのバッグから構成されることができる）。

【 0 0 3 9 】

機器 1 は、源 1 6 から来る処理液体の流れを制御するために、且つ、循環の方向 1 8 を画定するために、少なくとも 1 つの供給ポンプ 1 7（図示された実施形態において、蠕動ポンプ）を含む、供給管 1 5 a に沿って流体を動かすための手段を備える。

10

【 0 0 4 0 】

供給ポンプ 1 7 の下流に、循環方向 1 8 に沿って、液体回路 1 5 を注入分岐部 2 0 と輸液分岐部 2 1 とに分割するスプリット 1 9 がある。特に、輸液分岐部 2 1 は、血液回路 2 の戻り分岐部 2 b に接続されている。

【 0 0 4 1 】

輸液分岐部 2 1 は、源 1 6 から来る処理液体を使用して、後輸液が血液回路 2 内に直接入るのを可能にする。

【 0 0 4 2 】

注入分岐部 2 0 は、処理装置 3 の第 2 のチャンバの入口へ、処理液体を直接搬送する。セレクトスイッチ 2 2 は、スプリット 1 9 に近接して予め配置され、輸液分岐部 2 1 内に且つ注入分岐部 2 0 内に流れ込む、処理液体のパーセンテージ量を決定するためのものである。セレクトスイッチ 2 2、たとえばカムスイッチまたはクランプスイッチは、流体が注入分岐部 2 0 内に進むことができ、輸液分岐部 2 1 内に進むことを防止する、少なくとも第 1 の作用的構成と、輸液分岐部 2 1 内に進むことができ、注入分岐部 2 0 内に進むことを防止する、第 2 の作用的構成と、を想定することができる。セレクトスイッチ 2 2 は、一方および他方の分岐部 2 0 および 2 1 に同時に交差する流体の量を調節することができ、所定の時間および処理にしたがって一方の分岐部または他方の分岐部に流れる液体の量の変化を、プログラムすることによって含み、決定することができる。

20

30

【 0 0 4 3 】

注入分岐部 2 0 に流れる処理液体は、処理装置 3 の第 2 のチャンバ（透析チャンバ）に入り、この第 2 のチャンバは、半透膜によって第 1 のチャンバ（血液チャンバ）から分離され、半透膜は、既に述べられているように、血液と処理液体との間の正確な物質の交換を可能にする。

【 0 0 4 4 】

処理装置 3 の第 2 のチャンバから出る液体、すなわち排出液体は、流出管としても知られている排水管 1 5 b によって輸送される。

【 0 0 4 5 】

圧力センサ 2 3 が、排出管 1 5 b の機能を制御するために予め配置される。

40

【 0 0 4 6 】

圧力センサ 2 3 の下流に、流体を動かすための手段が位置し、これはたとえば排液ポンプ 2 4、一般に蠕動ポンプであり、液体回路 1 5 の排出管 1 5 b の流れを制御することができる。

【 0 0 4 7 】

排出液体は、血液漏出デテクタ 2 5 に交差し、排除されるか、または、排出液体用の容器 2 6 内に導かれる。

【 0 0 4 8 】

機器は、少なくとも 1 本のさらなる輸液管 2 7 を備え、これは、輸液を少なくとも 1 つの補助源 2 8 から取り出し、流体を動かすための手段、通常は流れを制御する蠕動輸液

50

ポンプ 29 を使用して、液体を直接、血液回路 2 の戻り管 2 b へ送る。輸液液体は、図示された実施形態のように、直接、気体分離装置 12 内に導入することができる。

【 0049 】

流体回路 15 の輸液分岐部 21 および輸液管 27 には、血液回路 2 内に注入するための共通端トラクト 30 が設けられる。この端トラクト 30 は、輸液方向 14 に対して輸液ポンプ 29 の下流に位置し、直接、分離装置 12 で終端する。

【 0050 】

輸液管 27 は、血液回路 2 の回収管 2 a に接続された少なくとも 1 つの予輸液分岐部 32 を備える。より詳細には、輸液方向 31 に対して輸液ポンプ 29 の下流に、輸液管 27 を予輸液分岐部 32 と後輸液分岐部 34 とに分割する、スプリット 33 がある。

10

【 0051 】

予輸液分岐部 32 は、容器 28 から取り出された輸液流体を、血液回路 2 の回収管 2 a に向けて、循環方向 7 に対して血液ポンプ 9 の下流に輸送する。

【 0052 】

後輸液分岐部 34 は、直接、共通端トラクト 30 に接続されている。

【 0053 】

輸液管 27 には、後輸液分岐部 34 および予輸液分岐部 32 内に送られるべき液体の流れのパーセンテージ量を決定するために、スプリット 33 に近接して予め配置されたセレクトスイッチ 35 が設けられる。セレクトスイッチ 35 は、液体が予輸液分岐部 32 内に進むことができ後輸液分岐部 34 内に入ることを防止する少なくとも第 1 の作用的構成と、液体が後輸液分岐部 34 内に入ることを防止する少なくとも第 2 の作用的構成と、を想定することができる。スイッチ 35 は、2 つの分岐部 32 および 34 の各々の中に進まなければならない液体のパーセンテージを制定することができ、必要に応じて、行うべき処理にしたがって回数を変えることができる。

20

【 0054 】

機器 1 は、一般に単回処理に使用可能な使い捨て部分と、様々な患者に様々な処理のために多数回使用される固定部分と、を備える。固定部分は、事実上、体外血液処理用の機械である。この機械は、一般に、前部表面に、通常、様々な蠕動ポンプ 6、9、17、24 および 29、また、8、11、13、23 および 25 で示される様々なセンサ、および、14、22 および 35 で示される流れを制御するための手段を有する機械本体と、データを入力し読み取るためのディスプレイを一般に備える、オペレータとのインタフェースシステムと、を備える。

30

【 0055 】

機械本体はまた、内部に、機械コマンドユニットを含む電子制御回路のすべても有する。

【 0056 】

使い捨て部分は、処理装置 3 および血液回路 2 を備え、図示された実施形態では、機器は、集中的な人工透析を行うように作用し、使い捨て部分はまた、透析回路 15 も備える。

【 0057 】

実質的に、機械は、1人以上の患者に、様々な処理で、2回以上使用されることになっている計測器および機器のすべてを統合する。

40

【 0058 】

使い捨て部分は、患者に行われるべき各処理用に 1 回のみ使用されることになっており、機械本体に直接適用可能な、単回使用型の、公知の種類を図示されていない、一体化モジュールにある。

【 0059 】

機器 1 の操作は、予備部分を含み、その中で、使い捨て部分は、機械本体の前部表面に結びつけられている。このフェーズ中に、油圧回路（血液回路 2 および透析回路 15）および血液処理装置 3 は、様々な蠕動ポンプがチューピングの予め配置されたトラクト（ポ

50

ンプセグメント)に係合し、これは略U字形であり、センサのすべてが正確に係合され、様々な流体の容器が、それぞれの流体輸送管に流体式に連結されているようなやり方で、機械に装着されている。

【0060】

血液回路2が、公知のやり方で、患者の血管アクセスに接続された後に、血液ポンプ9は始動され、これが、回路の血液の循環を開始する。

【0061】

その後、行われるべき処理の種類にしたがって、体外血液処理用の機械が自動的に始動され、コマンドユニットによって制御される。

【0062】

上述の体外血液処理用の機器は、治療を、特に集中治療を行うことができ、治療の各々は、下記の処理の1つ以上を所定の順序で備える。すなわち、純粋限外濾過、血液濾過、血液透析、血液透析濾過、血漿交換である。

【0063】

図1において、36は、医療用の流体輸送管用のジョイントを示し、これは、本発明の目的にしたがって作られている。ジョイント36は、血液処理装置3のすぐ下流に排出管15bに沿って予め配置され、すなわち、装置3の第2のチャンバからの出口の後ろ且つ排水ポンプ24の前である。図示された実施形態において、ジョイント36は、圧力センサ23と排水ポンプ24との間に位置する。ジョイント36は、下記により詳細に説明される。

【0064】

ジョイント36は、第1の実施形態では、図2に示される。図3では、ジョイント36は、排出管15bに連結されている。

【0065】

ジョイント36は、管状本体37を備え、実質的にスリーブ形状であり、円筒形の側方向外部を有し、2つの対向する端で2つの接続ゾーン38および39を有し、これの各々は、医療用の液体輸送管の通常の管状要素40の端ゾーンに接続するための円筒形内側方向表面を有する。接続は、液体の通過に連続性を与える。

【0066】

各管状要素40は、可撓性のある細長い本体であり、弾性のある変形可能な壁を備え、絶縁性プラスチック材料、一般に熱可塑性樹脂から作られ、たとえば、生体適合性可塑性PVC等である。

【0067】

ジョイント36は、管状要素40よりも剛性のある壁を有する比較的小さな長手方向の拡張部を備えた単一片に作られる。

【0068】

図示された例では、ジョイント36は、プラスチック材料の混合物を含む複合材料、一般に熱可塑性樹脂から作られ(たとえば、管状要素40と同一の材料であり、この実施形態では生体適合性可塑性PVC)、これに導電性を与えるために少なくとも1つの添加物を備える。

【0069】

上述の添加物と熱可塑性樹脂との組み合わせは、適切且つ公知の方式では、既に絶縁性であり、比較的高い電気抵抗が設けられるが、導体材料を得るように導く。

【0070】

添加物は、たとえば、導電性カーボンプラックまたは別の公知の製品であってもよく、これは、熱可塑性樹脂と混合され、後者を、絶縁体から導電体へ変形する。

【0071】

図示された実施形態において、プラスチック材料と導体添加物との混合物から得られた材料は、PVCに使用される通常の方法および機器によって押し出すことができる。

【0072】

10

20

30

40

50

より詳細には、図示された実施形態において、導電性ジョイント 36 用に選択された材料は、カベレク (C A B E L E C) 3 8 9 5 (登録商標) であり、カーボンブラック、可塑化 P V C、安定剤および潤滑剤を含む合成物によって構成される。

【 0 0 7 3 】

ジョイントの 2 つの接続ゾーン 38 および 39 は、2 つの管状要素 40 を互いに (互いから軸方向に離れているにもかかわらず) しっかり結合するように設計され構造され、液体の通過に連続性を与える。2 つの管状要素 40 は、ジョイント 36 によって一緒に結合され、液体の通過用に単一のコンジットを形成する。

【 0 0 7 4 】

管状本体 37 は、単一片に作られ、プラスチック材料プレス方法によって生成される。

管状本体 37 は、内部に少なくとも 1 つの内側表面 41 が設けられ、輸送された液体に接触するようになっており、2 つの端接続ゾーン 38 および 39 の間に構成された管状本体 37 の中間軸方向ゾーンに位置する。

【 0 0 7 5 】

管状本体 37 の外側表面は、液体輸送管の外側である要素に電氣的に接触するようになっており、結果として、たとえば接地した接続を經由して、液体輸送管に輸送された輸送液体に存在する電荷を消散することができる。外側要素は図 6 から図 8 に図示されており、下記により良く記載されている。

【 0 0 7 6 】

管状導電性ジョイント 36 は、ジョイント 36 によって相互に結合されている管状要素 40 よりも大きな導電性を有する。管状本体 37 の材料は、述べられたように、熱可塑性材料に基づいており、これは、それ自体が絶縁性であり、プラスチック材料の本体に、カーボンブラック、または導電性を得るために適切な別の添加物を添加することによって、導電性に作られている。

【 0 0 7 7 】

したがって、ジョイント 36 は、導電性要素であるとみなすことができ、電気絶縁体であるとみなすことができるプラスチック管状要素 40 とは異なる。

【 0 0 7 8 】

導電性ジョイント 36 は、高抵抗導電性要素であるとみなすことができる。

【 0 0 7 9 】

所望の目的を達成するために、すなわち、蠕動ポンプ、特に血液ポンプ 9 の操作によって生成された帯電によって引き起こされる E C G の障害を、大幅に減少するかまたは排除さえするために、管状本体 37 の内側表面と外側表面との間の電気インピーダンスが、40 K から 10 M の間の範囲内で変動することができる。下記により完全に説明されるように、200 K から 2 M の間で変動可能な電気インピーダンスを有する導電性ジョイント 36 を機器に使用して、体外処理を受けている患者に接続された E C G で、心電計障害の実質的な排除が検証されている。

【 0 0 8 0 】

ジョイント 36 の材料および構造は、ジョイント 36 とこれが結合する管状要素 40 との間に、良好で安定して抵抗性がありしっかりと封止されたジョイントを、簡単に且つ経済的に得る。永久に安定しており破ることのできないジョイント結合は、たとえば、対応するプラスチックコネクタを有する医療製品用の P V C チューブをグルー接着することによって確実な接続のために、公知の種類の既に使用されている方法によって、組み立て中に得ることができる。手順は、一定量の適切なグルーたとえばシクロヘキサノン系グルー等が、連結表面の少なくとも一方に予備的に広がることで、ジョイント 36 の接続ゾーン 38 および 39 内部に管状要素 40 の端ゾーンを挿入することに関与する。

【 0 0 8 1 】

図 4 に図示された第 2 の実施形態において、導電性ジョイント 36' は、単一片に作られた管状本体 37' から構成され、これは、管状本体内に第 1 の管状要素の軸方向挿入を制限するために、第 1 の管状要素 40' の端ゾーンに動作可能に結びつけられた、少なく

10

20

30

40

50

とも1つの第1の軸方向停止要素42を内側に備える。

【0082】

図示された実施形態において、管状本体37'は、第1の管状要素40'の軸方向挿入に対する反対方向に、管状本体37'内部に第2の管状要素の軸方向挿入を制限するために、第1の軸方向停止要素42から軸方向に距離を置き且つ第2の管状要素40"の端ゾーンに動作可能に結びつけられた、第2の軸方向停止要素43を内側に備える。

【0083】

管状本体37'は、2つの端接続ゾーン38'および39'の間に軸方向に構成された中間ゾーン41'を有し、これの内径は、接続ゾーンの内径よりも小さい。より小さな直径を備えた中間ゾーン41'は、2つのアバットメントによって軸方向に境界を定められた内向きに方向づけられた環状窪みを提供し、これは、管状要素40'および40"の端ゾーンの挿入を制限する停止要素42および43を形成する。要素42および43は、管状要素40'および40"によって管状本体37'の内側表面を完全に覆うのを防止する機能を有し、そのため、内側表面の自由な中間ゾーン41'は自由なままであり、すなわち、管状要素40'および40"の端ゾーンによって覆われず、液体輸送管に沿って流れる液体に直接接触する。この直接接触は、液体のあらゆる電荷が外部へ分散するのを可能にする。

【0084】

機器1の排出管15bは、本発明にしたがって作られた、医療用の流体輸送管の例である。

【0085】

液体輸送管は、少なくとも1つの第1の部分と第2の部分とを備え、両方とも、輸送された液体に接触し、その中で、第2の部分は、第1の部分が作られる材料よりも大きな導電率を有する材料から作られる。管の第2の部分は、本明細書に述べられた実施形態のように、先に述べたもの等の導電性ジョイント36または36'を備えることができ、一方、第1の部分は、上述のように、管状要素40、40'、40"を備えることができる。

【0086】

管の第2の部分はまた、下記により良く説明されるように、管の外側である要素にガルバニック接続するために、予め配置される。

【0087】

管の導電性の第2の部分は、輸送された液体に接触することになっている少なくとも1つの内側表面と、管の外側であるサポート要素に電気接触して、結びつけられるように予め配置された少なくとも1つの外側表面と、を呈する。

【0088】

第1の部分は、弾性的に変形可能であり誘電性のある熱可塑性材料から作られ、一方、第2の部分は、混合物に一定の導電性を与える少なくとも1つの添加物を加えた、熱可塑性誘電性材料の混合から構成される材料から作られる。

【0089】

添加物はまた、混合物により大きな剛性を与える特性を有する。

【0090】

導電性の管の第2の部分は、液体輸送方向に対して、管のポンプセグメントの上流に位置する。ポンプセグメントは、管のトラクトであり、通常U字形で、弾性的に変形可能であり、これは、輸送された液体の循環のために、正常な蠕動ポンプに動作可能に結びつけられる。

【0091】

導電性の管の第2の部分は、図示されていない他の実施形態において、図1の油圧回路のあらゆる他の点で、液体回路15（または透析回路）かまたは血液回路2のいずれかに、位置することができる。

【0092】

処理装置3のすぐ下流の排出管15bの場所は、管の第2の部分（ジョイント36）と

10

20

30

40

50

血液回路 2 との間に効率的な電気接続を確実にするという利点を有し、血液と導電性の管の第 2 の部分との間の直接接触を行使することはない。

【 0 0 9 3 】

処理装置 3 またはダイライザフィルタが、血液回路 2 と液体回路 1 5 との間の電気連通に障壁を構成しないことがわかった。

【 0 0 9 4 】

この利点はまた、図 1 に図示されたものとは異なる油圧回路に見出されることもでき、特に、管の第 2 の導電性部分の使用はまた、簡略化された油圧回路でも効果的であり、これはたとえば、図 1 に図示されたもの等であるが分岐部 2 1 および 3 4 を欠いている血液透析濾過用の回路か、血液濾過のみを行うために適切な回路か、血液透析のみに適切な回路か、または、純粋限外濾過にのみ適切な回路である。

10

【 0 0 9 5 】

体外血液処理用の機器は、上記に引用された油圧回路の 1 つと協働するために予め配置され、上述の管の第 2 の導電性部分（ジョイント 3 6 または 3 6 '）に機械的に係合し電気接触してこれを受け取るように予め配置された少なくとも 1 つのサポート要素 4 4 を備える。

【 0 0 9 6 】

サポート要素 4 4 は、体外血液処理用の機械の正面パネル 4 5 にしっかり接続される。このサポート要素 4 4 の実施形態は、図 6 に図示され、一方、図 7 および 8 は、機械の正面パネル 4 5 に加えられた同一のサポート要素 4 4 を示す（図 7 では、サポート要素 4 4 の側部に位置する血液漏出デテクタ 2 5 を見ることもできる）。

20

【 0 0 9 7 】

サポート要素 4 4 は、たとえばねじ接続 4 7 によって機械の正面パネル 4 5 に固定された、たとえば金属製の、少なくとも 1 つの導電性の第 1 の部分 4 6 を備える。導電性の第 1 の部分 4 6 は、正面パネル 4 5 にねじ接続するためのねじ込みストーク 4 8 を備えることができる。

【 0 0 9 8 】

サポート要素 4 4 は、絶縁性でありプラスチック材料から作られ、導電性の第 2 の部分（ジョイント）に液体輸送管を着脱自在に固定するためのグリップ機構 4 9 a が設けられる、第 2 の部分 4 9 をさらに備える。サポート要素の第 1 および第 2 の部分 4 6 および 4 9 は、たとえば、ねじ接続によって（図示せず）、互いにしっかり拘束される。

30

【 0 0 9 9 】

グリップ機構 4 9 a は、たとえば、弾性的に変形可能なフックの外観に締結具を備え、これは、導電性ジョイント 3 6 または 3 6 ' が挿入され適所にしっかり保持されることができる座を提供する。ジョイント 3 6 または 3 6 ' は、挿入され、座から手で取り外すことができる。

【 0 1 0 0 】

機器 1 は、ガルバニック接続部 5 0 をさらに備え、これは、体外油圧回路に輸送された、身体上および / または医療用の液体に存在するあらゆる電荷を外部に消散するために、サポート要素 4 4 を外部質量に接続する。ガルバニック接続部 5 0 は、サポート要素 4 4 の導電性の第 1 の部分 4 6 で終端する。図示された実施形態において、ガルバニック接続部 5 0 は、ジョイント 3 6 用の真に適切なアースであり、少なくとも 1 つの電気アースケーブルを備え、これは、上述の管の第 2 の導電性部分（ジョイント 3 6 または 3 6 '）に接触しているサポート要素の導電性の第 1 の部分を機械本体に接続し、この機械本体には、通常、自己の接地が設けられている。

40

【 0 1 0 1 】

ガルバニック接続部 5 0 はまた、サポート要素 4 4 と機械本体との間の接地ケーブルに沿って予め配置された、所定のエンティティの、少なくとも 1 つの安全電気インピーダンス 5 1 も備える。この安全インピーダンス 5 1 は、基準によって必要とされるように、導電性ジョイント 3 6 または 3 6 ' のインピーダンス値とともに、機械の電気絶縁を保証す

50

る。電気インピーダンス 5 1 のエンティティは、たとえば、約 0 . 1 M より上であってもよい。ECG アーチファクト（蠕動ポンプの作用によって引き起こされる）の効率的な排除はまた、約 1 . 0 M を超える安全インピーダンス 5 1 でも達成されることがわかった。

【 0 1 0 2 】

消散する電力を減少する目的で、約 1 . 0 M の単一のインピーダンス 5 1 の使用に代わって、所定のエンティティの複数の電気インピーダンス（たとえば、各々は約 2 . 0 M を下回らない）を、ガルバニック接続に沿って平行に予め配置することができる。

【 0 1 0 3 】

アースへのガルバニック接続は、たとえば、予め規定された特性を有する 1 つ以上のインピーダンス、サポート要素の導電性の部分 4 6 に接続するための少なくとも第 1 の接触、および、アースケーブルに接続するための少なくとも第 2 の接触を有する電子ボードを備えることができる。

【 0 1 0 4 】

図 9 は、機器 1 の油圧回路の電気アースシステムのブロック図を示す。5 2 は、全体で、透析機器の使い捨て部分を示し、これには、機器の油圧回路の少なくとも 1 つのトラクトに沿って輸送される少なくとも 1 つの液体に接触する、少なくとも 1 つの導電性要素が設けられている。5 3 は、全体で、透析機器の固定部分を示し、これはサポート要素 4 4 を備え、これは、前述のように、機械的締結具として且つ使い捨て部分の導電性要素用の電気接触として、機能する。5 4 は、機械の機械本体 5 4 を示し、これには、公知の種類の、自己のガルバニックアース接続 5 5 が装備されている。5 6 は、様々な上述の要素を中に接続する電気接続を示す。

【 0 1 0 5 】

図 1 0 は、より詳細な電気図である。5 7 は電力供給を示し、5 8 は機械コマンドユニットを示し、5 9 はオペレータインタフェースディスプレイを示し、6 0 は、様々な液体（身体上および医療用）が循環するための蠕動ポンプの全体を示し、6 1 は、様々な液体輸送管を規制するための制御機構（クランプ、弁、セレクト等）の全体を示し、6 2 は、センサ（圧力、血液、気泡、あらゆる流体容器計量センサ、等）の全体を示す。

【 0 1 0 6 】

使い捨て部分が機械に結びつけられている、操作作用の機器を準備するフェーズ中に、導電性ジョイント 3 6 または 3 6 ' は、サポート要素 4 4 の弾力的な締結によって構成される座に、簡単に手で、圧力嵌めされる。

【 0 1 0 7 】

この簡単な操作は、透析流体回路の排出管 1 5 b に循環している排出液体のガルバニック接地接続を可能にする。

【 0 1 0 8 】

図 1 1 から図 1 3 は、蠕動ポンプの回転による ECG アーチファクトを排除する際に提案された、解決法の効果を評価するために行われたいくつかの実験室検査の結果を示す。

検査中に、血液回路と透析回路との両方を含む使い捨て一体化モジュールと、ダイアラライザフィルタとが嵌め込まれた、図 1 に図示されたもの等の、人工透析用の機械を備えている機器が使用された。検査に使用された透析回路は、図 1 の液体回路 1 5 から分岐部 2 1 および 3 4 を引いたものである。

【 0 1 0 9 】

食塩水（9 g / l）が血液回路に循環され、容器から取り出され、同一の容器へ戻された。血液ポンプ流量は、1 8 0 m l / 分に固定された。

【 0 1 1 0 】

4 つの鋼電極が容器に浸漬され、抵抗によって、心電計の端子 L（4 7 K）、R（3 8 K）、F（4 7 K）および N（4 7 K）に接続された。端子 L は、抵抗の後で、4 0 0 p F コンデンサを接地へ向けて導入することによって、不均衡にされた。電極 L のインピーダンスのわずかな不均衡が、ポンプの回転によって生成された共通のモード電圧

10

20

30

40

50

を、差分信号に変形し、これはECGによってIに記録されている。

【0111】

検査を行う前に、導電性ジョイント36の導電性が測定された。この目的のために、ジョイントは食塩水(9g/l)で満たされ、ジョイントの外側表面と内部の液体との間の電気抵抗が測定された。この検査に使用されたジョイントは、200K から2M の間を変動する抵抗を有した。

【0112】

図11は、接地されていない導電性ジョイントで得られた記録を示し、ポンプの回転によって生成された障害を証明する(紙送りスピード25mm/秒、障害は、約6c/sでポンプの運動に同期する)。すべてのカットアウトで障害があったが、No. IIIは例外であり、ここでは、障害は拒否され、関連電極のインピーダンスは正確にバランスが取られた。トレーシングの自動解釈は、心房細動、異常右軸偏位、不特定心室内閉塞を備えた異常ECGを与える。

10

【0113】

図12は、導電性ジョイントが、ダイアライザフィルタのすぐ下流の流出管に位置決めされ、接地にガルバニック接続された後の同一の検査のECG記録を示す。接地接続は、電気ケーブルによってジョイントを機械本体に接続することであり、これは、供給回路を通して接地される。

【0114】

図12の記録を図11の記録と比較することによって、接地接続は、血液ポンプの動きによって生成される障害を大幅に減衰する。ECGコンピュータによって提供された自動応答は、非定型ECGを与え(これらはインビトロ検査であった)、それ自体、完全な解釈を与えることができないことを言明する。

20

【0115】

図13は、2つの検査記録を比較する。上部トレースは、導電性ジョイントが接地されていない状況に関する。自動解釈は、心房粗動、心外膜損傷、前面梗塞の可能性を備えた異常ECGを与える。底部トレースは、ジョイントが接地されており、ジョイントと機械の本体との間の電気接続ケーブルに沿って、1.2M 抵抗が位置決めされている状況に関する。自動応答は、非定型ECGを述べているが、上部トラクトに与えられた否定的解釈はない。

30

【0116】

検査結果は、抵抗が接地接続に置かれ、その抵抗が機械の電気絶縁の要件を保護するのに十分であるときでさえ、ECG干渉の排除を例証する。

【0117】

上述のように、導電性ジョイント36または36'を備えている医療用の液体輸送管は、ECG干渉が問題である医療機器の様々な種類の分野で使用することができる。この特定の場合に、記載は、急性腎機能障害の集中治療用の機器に関する。しかし、本発明を他の医療機器、たとえば、慢性腎機能障害用の透析機器に使用することが可能である。

【0118】

図14を参照して、輸液装置に導電性ジョイントを加えることのさらなる例が、次により詳細に記載される。

40

【0119】

装置は、

- 輸液液体の源63と、
- 第1の端と、源63に接続された入口64aと、第2の端と、患者の脈管系に直接または間接的に流体連通して置かれた出口64bとを有する、輸液管64と、
- 輸液液体を循環するために輸液管64に動作可能に結びつけられた、輸液ポンプ65たとえば蠕動ポンプと、
- ポンプ65の上流に輸液管64に沿って予め配置された、ジョイント36または36'のように作られた導電性ジョイント66と、

50

- 導電性ジョイント 66 を外部質量（たとえば接地）に接続するための、ガルバニック接続部 67 と、
を備える。

【0120】

装置は、輸液処理を受けている患者用の電気絶縁が、既存の安全基準に合致するのを保証する機能を有する、ガルバニック接続部 67 に沿って予め配置された安全インピーダンス 68 と、たとえば遠隔式に導電性ジョイント 66 が加えられる、69 で示される機械的締結および電気接触要素と、をさらに備えることができる。

【0121】

輸液管 64 は、患者の血管アクセスに直接、または、体外回路を經由して患者へ間接的に、接続することができる。

10

【0122】

輸液装置の場合にも、導電性ジョイント 66 が作られる材料は、カーボンブラックまたは別の公知の添加物を加え混合することによって、導電性に作られているポリマーである。観察することができるように、この場合も、導電性ジョイント 66 は、輸液液体循環方向に対して、蠕動ポンプ 65 の上流に位置する。

【0123】

導電性ジョイント 66 に係合することになっている電気接触要素 69 は、これもまた、たとえば、弾性のある締結具であってよく、蠕動ポンプ 65 のポンプ本体にしっかり拘束されることができる。

20

【0124】

導電性要素の、流体循環ポンプの前の、特定の場所は、輸送された流体と導電性要素との間で、絶えずおよびすべての作用的な状況で、相互接触を保証する。

【0125】

図示された実施形態において、外部にガルバニック接続されている輸送流体は、第 1 の場合（図 1）には、ダイアライザフィルタの排水管の排出液体であり、第 2 の場合（図 14）には、単にまたは体外血液回路と協働して、輸液管に沿って循環する輸液液体である。しかし、他の輸送流体は、外部に、たとえば血液にガルバニック接続されることができ、体外回路の回収管または戻り管に循環し、または、新鮮な透析液体であり、ダイアライザフィルタの透析チャンバの供給管に循環し、または、透析回路の予輸液または後輸液液体である。

30

【図面の簡単な説明】

【0126】

【図 1】本発明にしたがった集中治療用の機械に使用可能な油圧回路の図である。

【図 2】本発明にしたがって実現された流体輸送管用のジョイントの長手方向断面図である。

【図 3】流体輸送管に加えられた図 2 のジョイントを示す図である。

【図 4】本発明にしたがったジョイントの第 2 の実施形態の図である。

【図 5】流体輸送管に加えられた図 4 のジョイントの図である。

【図 6】透析機械の前部表面に加えることができ、図 2 または図 4 のジョイントの着脱自在な締結用に設けられている、サポート要素の図である。

40

【図 7】透析機械の前部表面に加えられた図 6 のサポート要素を示す図である。

【図 8】図 7 の V I I I - V I I I の断面図である。

【図 9】本発明にしたがった体外回路の接地のブロック図である。

【図 10】図 9 の電気ブロック図のより詳細な版である。

【図 11】本発明が適用されていない、実験室検査中の透析機器に加えられた心電計の記録である。

【図 12】本発明が加えられた、図 11 と同一の機器に加えられた E C G 記録である。

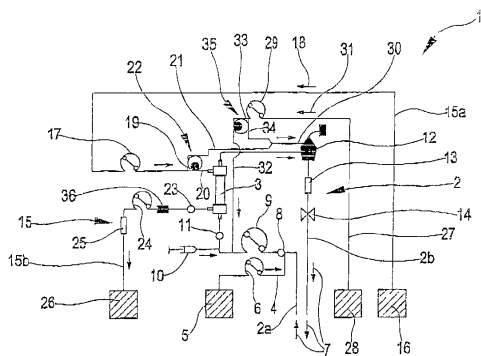
【図 13】実験室検査中に取られた 2 つの E C G 記録の比較であり、第 1 では、導電性ジョイントがアースされておらず、一方、第 2 では、適切な安全接地抵抗の介入物に接地さ

50

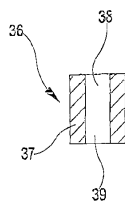
れている。

【図14】本発明にしたがって作られた輸液装置の図である。

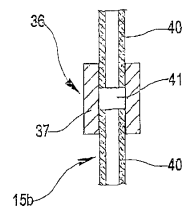
【図1】



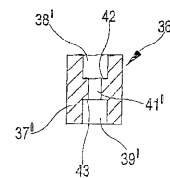
【図2】



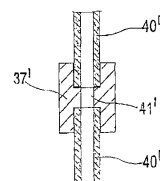
【図3】



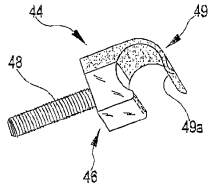
【図4】



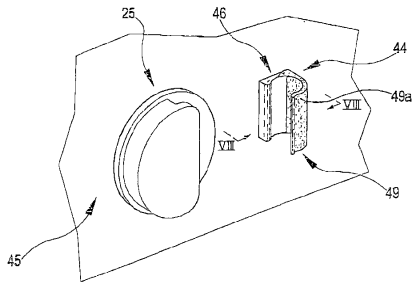
【図5】



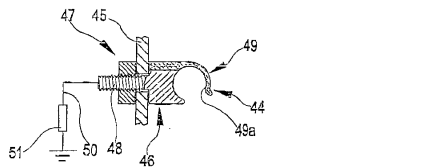
【図6】



【図7】



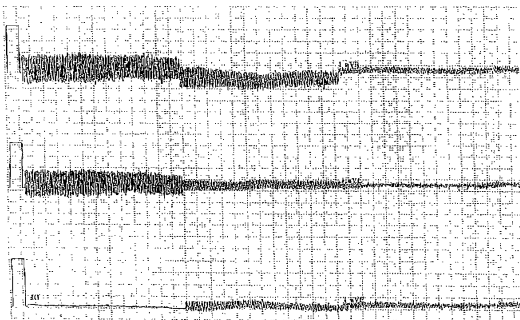
【図8】



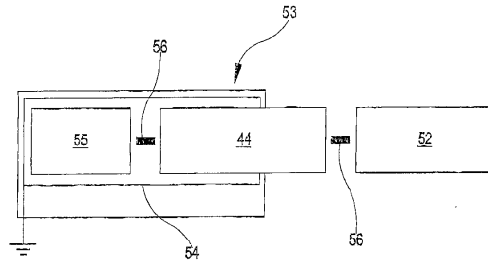
【図11】



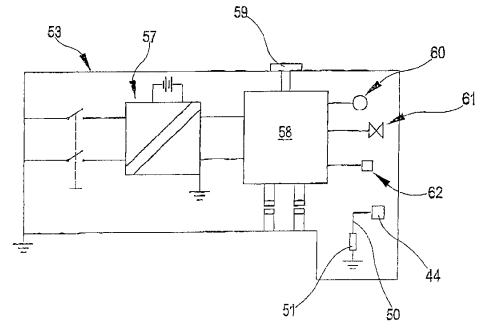
【図12】



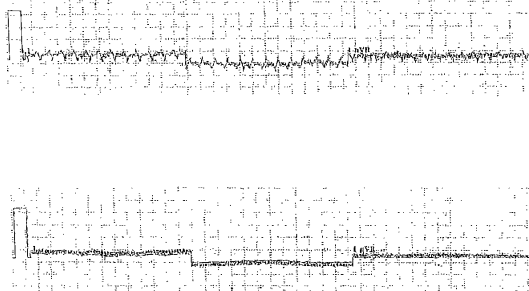
【図9】



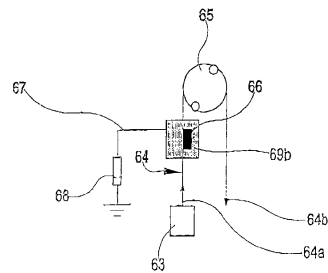
【図10】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (72)発明者 バラルディ、ビンセンツォ
イタリア国、アイ - 4 6 0 2 6 クィステロ、ピア・ピアベ、ナンバー 2 0
- (72)発明者 デルネボ、アンナリサ
イタリア国、アイ - 4 0 0 1 9 サンタガタ・ボログネーゼ、ピア・クレパルコア、ナンバー 3
5
- (72)発明者 マルケシ、ジャンフランコ
イタリア国、アイ - 4 1 0 3 1 キャンボサント、ピア・レオナルド・ダ・ピンチ、ナンバー 1
2
- (72)発明者 リガブー、アンドレア
イタリア国、アイ - 4 1 0 3 0 サン・プロスペロ、ピア・キレットィ、ナンバー 6
- (72)発明者 ツァッカレリ、マッシモ
イタリア国、アイ - 4 1 0 3 8 サン・フェリス・スル・パナロ、ピア・アダ・ネグリ、ナンバー
3 7

審査官 川島 徹

- (56)参考文献 特開平05 - 237184 (JP, A)
特表平09 - 503415 (JP, A)
特開2003 - 047653 (JP, A)
特表2003 - 518413 (JP, A)
仏国特許出願公開第02547504 (FR, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61M 1/14