

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3745760号
(P3745760)

(45) 発行日 平成18年2月15日(2006.2.15)

(24) 登録日 平成17年12月2日(2005.12.2)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/145 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 1 0
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 E
G O 1 N 21/35 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 K
G O 1 N 21/27 (2006.01)	G O 1 N 21/35 Z
	G O 1 N 21/27 B

請求項の数 13 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2003-333308 (P2003-333308)	(73) 特許権者	598122429
(22) 出願日	平成15年9月25日(2003.9.25)		プルシオン メディカル システムズ アーゲー
(65) 公開番号	特開2004-113799 (P2004-113799A)		PULSION Verwaltungs GmbH & Co. Medical Systems KG
(43) 公開日	平成16年4月15日(2004.4.15)		ドイツ国 D-81829 ミュンヘン, スタルグルベンリング 28, Kirchenstrasse 88, D-81675 Munchen, Germany
審査請求日	平成15年10月2日(2003.10.2)	(74) 代理人	100088971 弁理士 大庭 咲夫
(31) 優先権主張番号	10245416.7	(74) 代理人	100115185 弁理士 加藤 慎治
(32) 優先日	平成14年9月28日(2002.9.28)		
(33) 優先権主張国	ドイツ(DE)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カテーテルシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

可撓性で細長く中心静脈に適用できる本体(2)と、
二つの測定波長と一つの基準波長の放射線を同時に放射し測定するように配置構成されている光源付き測定装置(12)に接続されて、反射酸素測定を行うための光ファイバースプロープ(8)と、

上記光ファイバースプロープ(8)を収納する光ファイバー用管腔と、
上記光ファイバースプロープ(8)が上記光ファイバー用管腔に対して縦方向に変位するのを防止し、かつ上記光ファイバースプロープ(8)を取り出すため上記光ファイバースプロープ(8)が上記光ファイバー用管腔に対して縦方向に変位できるようにするため着脱自在である固定手段とを備え、中心静脈酸素飽和度及び/又は注射されたインドシアニンググリーの局所濃度を連続的に測定するカテーテルシステムであって、

上記固定手段が、光ファイバースプロープ(8)と接続される接続部材(7)及び中心静脈に適用できる本体(2)と接続される対応部を含み、前記中心静脈に適用できる本体(2)の遠位末端(3)と上記光ファイバースプロープ(8)の遠位末端(14)の間の距離が、スプロープと接続部材及び本体と対応部をしっかりと接続することによって10~40mmの予め定められた値に設定されて、前記光ファイバースプロープの遠位末端(14)が前記中心静脈に適用できる本体の遠位末端(3)を越えて突出することを特徴とするカテーテルシステム。

【請求項2】

10

20

前記接続部材(7)を前記対応部(6)に取り付けたとき、光ファイバー用管腔を洗浄することができることを特徴とする請求項1に記載のカテーテルシステム。

【請求項3】

前記接続部材(7)が、洗浄装置に接続するための洗浄アタッチメント(21)を備えていることを特徴とする請求項2に記載のカテーテルシステム。

【請求項4】

前記光ファイバースローブ(8)が、生体適合性かつ血液適合性の材料からなる細い可撓性シャフト(13)と、少なくとも一つの求心性光ファイバーおよび少なくとも一つの遠心性光ファイバーとを有していることを特徴とする請求項1~3のいずれか一つに記載のカテーテルシステム。

10

【請求項5】

前記光ファイバースローブ(8)が、血液と接触できる領域に抗トロンボゲン形成性カバールを備えていることを特徴とする請求項1~4のいずれか一つに記載のカテーテルシステム。

【請求項6】

前記本体を中心静脈に適用するための挿入補助器具を備えていることを特徴とする請求項1~5のいずれか一つに記載のカテーテルシステム。

【請求項7】

前記挿入補助器具がガイドワイヤを含んでいることを特徴とする請求項6に記載のカテーテルシステム。

20

【請求項8】

前記挿入補助器具が、前記ガイドワイヤを挿入するのに適切な穿刺カニューレも含んでいることを特徴とする請求項7に記載のカテーテルシステム。

【請求項9】

前記挿入補助器具が、前記ガイドワイヤの直径に適合した先細拡張器も含み、その拡張器の軸直径が、中心静脈に適用できる本体(2)の外径と少なくとも同じ大きさであることを特徴とする請求項8に記載のカテーテルシステム。

【請求項10】

さらに、前記光ファイバー用管腔に平行に延びる遠位管腔と、内径が前記ガイドワイヤに適合し、かつ外径が上記遠位管腔の内径に適合している先細中空マンドレルとを備えていることを特徴とする請求項7~9のいずれか一つに記載のカテーテルシステム。

30

【請求項11】

前記光ファイバースローブ(8)が、中心静脈の酸素飽和度及び注射されたインドシアニングリーンの局所濃度を、相互に影響することなく同時に測定するようにつくられていることを特徴とする請求項1~10のいずれか一つに記載のカテーテルシステム。

【請求項12】

前記第一測定波長が660nmであり、前記第二測定波長が805nmであり、そして基準波長が880nmであることを特徴とする請求項1~11のいずれかに記載のカテーテルシステム。

【請求項13】

さらに、心臓/循環値を経肺測定するためヒートインパルスを発する加熱装置を備えていることを特徴とする請求項1~12のいずれか一つに記載のカテーテルシステム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、連続的に、中心静脈の酸素飽和度を測定し及び/又は注射されたインドシアニングリーンの局所濃度を測定するカテーテルシステムであって、特に、可撓性で細長く中心静脈に適用できる本体、反射-酸素測定(reflecto-oximetric measurement)を行うのに用いる光ファイバースローブ、その光ファイバースローブを収納するための光ファイ

50

パー用管腔、及びその光ファイバークローブが光ファイバークローブに対して縦方向に移動するのを防止する固定手段を備えてなり、その固定手段が前記光ファイバークローブを取り外すため、その光ファイバークローブを前記光ファイバークローブに対して縦方向に移動させることができるように着脱自在であるカテーテルシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

外科の分野及び集中医療では、
- 中心静脈圧を測定し、
- 注入溶液類、血液及び血液製剤ならびに医薬を、管腔によって同時に供給し、ならびに
- 血液/ガスの分析、血液の血液学的分析及び血液の生化学的分析を行うための血液試料
を採取する働きを有し、
いくつもの管腔を有する中心静脈カテーテル(CVC)いわゆる多管腔CVCが適正位置
に配置される。

10

【0003】

中心静脈の血液/ガスの分析の範囲内の、中心静脈酸素飽和度($S_{c v O_2}$)は、それ
から、生体全体の酸素有効度(oxygen availability)及び酸素利用度(oxygen utilizat
ion)についての価値ある情報を得ることができるので、特に重要である。心拍出量の低下、
酸素担体：ヘモグロビンの減少、人工呼吸による少ない酸素供給、又は生体の酸素消費
量の補償されない増加は、光ファイバークローブカテーテルを利用して、中心静脈酸素
飽和度を連続的に監視することによって、中心静脈酸素飽和度の低下から、迅速に判定
することができる。この点について、中心静脈酸素飽和度を連続的に監視することは、費用
効率の高い世界的な生理学的監視方法として適切である。流動血液中の中心静脈酸素飽
和度は、光ファイバークローブ反射酸素測定法を約660nmの測定波長で利用して測定する
ことができる。通常約930nmの別の波長の光線がいわゆる基準波長として使用される。この
波長では、酸素化されたヘモグロビンと酸素なしのヘモグロビンの反射の間に実質的な差
が全くない。上記基準波長での測定結果は、流量などによるアーチファクトを補償するの
に使用される。しかし、測定誤差は、時々血液流に導入される診断剤のインドシアニ
ングリーンの存在下で生じることがある。というのは、インドシアニングリーンが660nm
~ 930nmの光を、種々の程度で吸収するからである。

20

【0004】

肝臓機能の検査は、臨床的に病気にかかっている多くの患者に、外科の分野や集中医療
で、インドシアニングリーン(ICG)によって実施されている。インドシアニングリー
ンは、十分に許容されている医薬であり、静脈に注射すると血漿タンパク質に直ちに結合
して、大部分血液系内に残り、そして常に、肝臓によって、3~4分間の標準半減期で、
胆のうちに変化せずに放出される。インドシアニングリーンは、約805nmの波長にて
、光ファイバークローブ反射濃度測定法(fiber-optic reflection densitometry)によ
って、連続的に測定することができる。この場合、約900nm波長の光線を基準波長光と
して使用できる。特に、臨床的に病気であり血行力学的に不安定な患者の場合、イン
ドシアニングリーンによって肝臓機能を測定中、中心静脈酸素飽和度の測定を連続
的に実行できることが特に重要である。

30

40

【0005】

中心静脈酸素飽和度を連続的に測定するカテーテルシステムであるが、上記タイプのシ
ステムと異なり、光ファイバークローブが多管腔CVCに永久的に固定されているカ
テーテルシステムが、下記特許文献1により知られている。中心静脈酸素飽和度を測
定するために使用される光ファイバークローブの束が、カテーテルの遠位末端で直
接終わっている。この場合、その遠位末端は、平坦な面を有し、一つの方式で、
カテーテルの軸に対して直角に切断されている。その遠位面は比較的大きく、かつ
先端が先細になっていないので、そのカテーテルはいわゆるセルディング法によ
って配置することができない。この方法は、カテーテルを挿入すべき血管を穿
刺した後、カテーテルの先端の丸みのついた断面の中心で終わっている遠位管腔
(その末端が試験する人から最も離れて位置しているチャンネル)の長さの一

50

般に約2倍の長さの細い金属ワイヤを、穿刺カニューレを通して血管内を前進させる方法である。そのガイドワイヤを前進させた後、その穿刺カニューレを、前記ガイドワイヤによって取り出す。次に、プラスチック製でかつガイドワイヤの直径まで先細になっている遠位先端を有する比較的堅牢で剛性の単一管腔カテーテルであるいわゆる拡張器(dilator)を、前記ガイドワイヤによって血管内を前進させる。その拡張器の目的は、皮膚、脂肪・筋肉組織及び血管壁を貫通する穿刺チャネルを、カテーテルの直径まで拡張することである。拡張を行った後、その拡張器を取り出し、ガイドワイヤは、遠位先端とともに血管内に留まったままである。ここで、ガイドワイヤの自由な近位(試験する人に最も近い)末端を、ガイドワイヤの直径まで先細にしたカテーテルの先端に挿入して、ガイドワイヤによって血管中を前進させる。そのカテーテルが正しく配置されたならば、ガイドワイヤをいわゆる遠位管腔から引っぱり出し、その結果、カテーテルの遠位管腔は他の用途に利用できる。

10

【特許文献1】米国特許第5,315,995号明細書

【0006】

一方、上記特許文献1により知られている多管腔CVCは、予め配置されたリードインカテーテルいわゆる導入器によってしか、中心静脈系の正しい位置に前進させることができない。この方法は、複雑でかつ時間がかかり、さらに、その導入器は、勿論、外径が、挿入される多管腔CVCよりかなり大きい。そのため、セルディング法によって、他の方法で多管腔CVCを配置するのに必要とする大きさより大きい直径が、必要であることから、より大きな危険を伴う不利な血管穿刺が行われる。さらに、上記公知のカテーテルシステムは、血液中のインドシアニングリーンの濃度を測定することができない。

20

【0007】

中心静脈酸素飽和度を連続的に測定する上記タイプのカテーテルシステムは、下記特許文献2により知られている。この特許には、光ファイバースローブと光ファイバークテーテル、及び遠位先端の領域で終わる光ファイバーを連続的に洗浄するため、光ファイバー用管腔と平行に延びる連続管腔が記述されている。そのカテーテルシステムは、すでに挿入されている多管腔CVCの遠位管腔に挿入される光ファイバースローブの柔軟に調節できる長さの部分を用意している。その光ファイバースローブは、摩擦によって接続されるロッキング器具によって、その長さの範囲内で柔軟に前進させることができるので、多管腔CVCの外側に配置されている光ファイバースローブの上記部分及び、光ファイバークテーテルはそれぞれ、細菌汚染がないように、滅菌カバーによって保護しなければならない。この既知の装置は、特に、光ファイバースローブを挿入する多管腔CVCの光ファイバー用管腔がそれ自体、洗浄することができないので、光ファイバー用管腔の遠位出口に凝血塊が生成する危険があるという欠点をもっている。さらに、この既知カテーテルシステムは、血液中のインドシアニングリーンの濃度を測定するのに使用できない。

30

【特許文献2】米国特許第5,673,694号明細書

【発明の開示】

【0008】

既知のカテーテルシステムを、日常的な臨床業務で中心静脈酸素飽和度を測定するのに使用することを著しく困難にする上記問題にかんがみて、本発明の目的は、従来のシステムより、細菌汚染に対する安全性が高いこと及び医療用途で一層容易に取り扱えることを保証する上記タイプのカテーテルシステムをつくることである。さらに、そのシステムの静脈内の部分は、患者に対してできるだけ穏やかに、容易に挿入できなければならない。その上に、同時に行われるScvO₂とICGの測定は、そのカテーテルシステムを使用するとき、互いに悪影響を与えてはならない。

40

【0009】

本発明の側面で、この目的は特許請求の範囲に記載のカテーテルシステムによって解決される。従来技術とは異なり、中心静脈カテーテルの光ファイバー用管腔中に挿入される光ファイバースローブの部分の長さは、単純クランプ接続部を通じて自由に移動できない。その光ファイバーは取り外すことができるが、その接続部材と対応部(counterpart)

50

の間の接続は、係止型 (form-locked) であり、取り扱いが非常に簡単であり、同時に、カテーテルシステムの近位末端を成形する場合に一層多くの可能性を残す。従来技術の、余分の複雑で敏感なカバー様汚染防止体を省くことができる。

【 0 0 1 0 】

特に、上記光ファイバー用管腔は、カテーテルの本体が血管系内に配置された後、挿入可能な光ファイバークローブを収納するための遠位管腔の近くで終わる特別に設計された遠位管腔である。

【 0 0 1 1 】

可撓性の光ファイバークローブは、中心静脈カテーテル内に形成されている光ファイバー用管腔に適合しているため、その光ファイバークローブの長さは、そのクローブが中心静脈カテーテルの光ファイバー用管腔中に配置され固定された後、そのクローブの可撓性先端が、流動血液中に位置しているような寸法である。有利なことには、上記光ファイバークローブはカテーテル本体の先端と同じ位置で終わることができる。あるいはそのクローブは、好ましくは、光ファイバー用管腔の遠位末端を越えて、血液流中に 10 ~ 40 mm 自由に突出していてもよい。これによって、光ファイバークローブは、カテーテル本体の通常柔軟な先端を固くしないで、血管と接触するとき極めて容易に曲がるという所望の効果が保証される。

【 0 0 1 2 】

上記光ファイバークローブは、好ましくは、反射酸素測定法及びインドシアニングリーンの反射濃度測定法に適切な、遠位末端で終わる光ファイバーシステムを備えている。好ましくは、設けられている光ファイバークローブの非常に細い可撓性の外側シャフト (outer shaft) は、生体適合性かつ血液適合性の材料、例えばポリウレタンなどからなり、好ましくは、その中に設けられている光ファイバーは、可視光や近赤外線に対して優れた透過性を有する、例えばポリアクリルアミド製の可撓性プラスチック繊維で構成されている。血液と接触する光ファイバークローブの遠位末端領域には、好ましくは、血液凝塊が形成するのを防ぐ例えばヘパリン又はパリレン (ジパラキシレン) からなる、抗トロンボゲン形成カバーが設けられる。また、光ファイバーは、少なくとも一つの求心性光ファイバー (afferent optical fiber) および少なくとも一つの遠心性光ファイバー (efferent optical fiber) を有している

【 0 0 1 3 】

本発明の特に好ましい実施態様では、前記光ファイバー用管腔を洗浄することができる。この目的を達成するため、その管腔は、挿入可能な光ファイバークローブに加えて、残されている管腔を通常のカテーテル洗浄装置で洗浄するため又は中心静脈圧を測定し血液採取を行うために十分な空間があるように大きく形成される。洗浄装置を接続するため、光ファイバー用管腔又はその連続体に開口している洗浄アタッチメント又は洗浄コネクションが、光ファイバークローブと連結されている接続部材に設けられている。しかし、あるいは、洗浄装置に対する接続部は、中心静脈カテーテルの対応する対応部に設けることができる。

【 0 0 1 4 】

本発明のカテーテルシステムには、好ましくは挿入補助具が結合される。これら補助具は、上記セルディング法によってカテーテルを配置するための「内側」挿入装置より小さな「外側」挿入装置すなわち従来技術による挿入カテーテルを意味する。

【 0 0 1 5 】

本発明のさらに有利な実施態様のカテーテルシステムは、追加の右心カテーテル (肺動脈カテーテル、スワンとガンツによるカテーテル) と結合されている。このカテーテルシステムは、この場合、追加の右心カテーテルが中心静脈系中に前進できる適切に大きい遠位管腔を有する多管腔 CVC を備えている。この場合、その光ファイバー用管腔は、遠位管腔の近くで平行して終わる。さらに、この変形は、その先端に、適切なガイドワイヤの直径まで細くなっている中空の挿入マンドレルを備えていてもよく、そのマンドレルは、遠位末端がそのマンドレルの直径まで細くなっている多管腔 CVC によってプッシュされ

10

20

30

40

50

る。その中空挿入マンドレルは、多管腔CVCを配置するためにのみ使用される。上記ガイドワイヤは、その近位末端で、遠位側から、上記中空挿入マンドレル中に、多管腔CVCを通じて、プッシュされる。上記多管腔CVCは、頭部から心臓に向かう方向に、大頸静脈を通じて、又は鎖骨の下の大静脈を通じて配置される場合、好ましくは2～5本の管腔を有し、かつ好ましくは長さが10～30cmである。一般に、必要な長さは、問題の中心静脈多管腔カテーテルが、心臓又は右心耳がカテーテルの先端によって機械的に動かされることを防ぐためのみならず、カテーテルが心臓の近くの又は右心耳内の静脈血管構造体を貫通する危険性をできるだけ小さく保持するため、心臓又は右心耳に十分な安全領域で終るように選択される。中心静脈多管腔カテーテルの材料は、血液に対する耐性が非常に高い材料、好ましくはポリウレタンからなり、さらに抗トンボゲン形成性物質及び抗菌物質もコートされるか又は混合される。さらに、このカテーテルは、貫通する先に記述した危険性をできるだけ小さく保持するため、カテーテルシャフトより柔軟な先端を備えている。したがって、長さと材料について、本発明のカテーテルの本体は、右心カテーテルとの結合なしの構造の場合でも有利に配置構成することができる。

【0016】

本発明の特に好ましい実施態様では、その光ファイバースプロープは、中心静脈の酸素飽和度及び注入されたインドシアニングリーンの局所濃度を、相互に影響することなく同時に測定するためにつくられている。この目的を達成するため、そのプロープは、二つの測定波長と一つの基準波長の放射線を同時に放射し測定するためにつくられている光源付き測定装置に有利に取り付けることができる。好ましくは、第一測定波長は660nmであり、第二測定波長は805nmであり、そして基準波長は880nmである。660nmの波長領域において、血液中の酸素化されたヘモグロビン及び酸素なしのヘモグロビンの反射特性は特に大きく異なる。インドシアニングリーンの吸収極大は805nmにある。880nmの基準波長は、血液中の酸素化されたヘモグロビン及び酸素なしヘモグロビンによる反射が実質的に差がなく、そしてインドシアニンググリーンが酸素化されたヘモグロビンと同じモル吸光係数又はモル反射係数を有しているから、特に有利であることが分かった。上記波長が特に有利な場合でも、特に上記波長値の上下10nmまでの範囲内の波長(特定の環境内ではさらに大きい範囲内の波長)が、各場合において、本発明の範囲内に入るとみなすことができるが、この場合、より大きい測定誤差が生じることがある。上記光源付き測定装置は、第一測定波長と基準波長における反射測定値間の比率を参照して、中心静脈酸素飽和度を計算する手段、及び第二測定波長と基準波長における反射測定値間の比率を参照してインドシアニングリーンの中心静脈濃度を計算する手段を備えた評価ユニットと機能的に接続されていることが有利である。上記計算を行う手段はすべて、一般に、コンピュータによって実行され、文献及び技法から知られているアルゴリズムで構築することができる。本発明のさらに有利な実施態様のカテーテルシステムは、さらに、ヨーロッパ特許願公開第1,236,435A1号に開示されているような加熱装置を備えていてもよい。すなわち、心臓/循環値を経肺測定するためヒートインパルスを発する加熱装置を備えている。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

本発明の実施態様の実施例を、添付図面を参照して以下に説明する。この場合、これら図面は真の縮尺の図面ではなく模式図である。

【0018】

図1aに示す中心静脈多管腔カテーテル1は、可撓性で細長い、中心静脈に使用できる分離して示す本体2を有し、その本体2にはいくつもの管腔が形成され、その本体2の遠位開口(図示せず)は、本体2の遠位末端3に又は本体2の遠位末端3の近くに配置されている。それら管腔は、いくつもの延長部5a、5bの分枝部4の上方に、さらに近位に延びており、延長部5bは分離して示してある。光ファイバースプロープ8の遠位部分10の外径より明らかに大きい、カテーテルの本体2の遠位末端3からその本体を通過して延びそしてさらに延長部5aを通過して、光

10

20

30

40

50

ファイバースローブ 8 の接続部材 7 に対する対応部 6 まで延びている。その対応部 6 は、延長部 5 a 及び分枝部 4 によって、本体 2 としっかりと接続されている。その対応部 6 は雄ねじ 9 を有し、その雄ねじ 9 によって、接続部材 7 は、光ファイバースローブ 8 の遠位部分 10 が挿入された後、光ファイバー用管腔内にしっかりと取り付けることができる。

【0019】

図 1 b に示す光ファイバースローブ 8 は、中心静脈酸素飽和度及び注射されたインドシアニングリーンの局所濃度を、相互に影響することなく同時に測定するのに適している。この目的のため、上記プローブは、ケーブル 11 中を近位方向に延びる光ファイバーによって、光源付き測定装置 12 に取り付けられており、そしてその光源付き測定装置 12 は、二つの測定波長と一つの基準波長の放射線を同時に放射して測定するために構築されかつ評価ユニットを備えている。前記の第一測定波長 660 nm の場合、血液中の酸素化されたヘモグロビンと酸素なしのヘモグロビンの反射特性が実質的に全く異なっている。インドシアニングリーンの吸収極大は、前記第二測定波長の 805 nm に存在している。基準波長は 880 nm である。なぜならば、この場合、血液中の酸素化されたヘモグロビンと酸素なしのヘモグロビンの反射の間に実質的な差が全くなく、かつインドシアニンググリーンが酸素化されたヘモグロビンと同じモル吸光係数又はモル反射係数を有しているからである。文献と技法から知られているコンピュータ実行アルゴリズムを使用して、中心静脈酸素飽和度が、前記第一測定波長と基準波長の反射測定値間の比率を参照して計算され、そしてインドシアニンググリーンの中心静脈濃度が前記第二測定波長と基準波長の反射測定値間の比率を参照して計算される。

【0020】

上記光ファイバーは細い可撓性シャフト 13 中を遠位方向に延びており、そしてそのシャフト 13 は、その丸みをつけた遠位末端 14 の近くに抗トロンボゲン形成カバーを備えている。遠位部分 10 の長さは、多管腔カテーテル 1 の光ファイバー用管腔の長さに適合している。

【0021】

図 2 の断面図に示す接続部材 7 は、光ファイバースローブ 8 としっかりと接着されている。その接続部材 7 は、ともに接着された四つの部分 15、16、17、18 からなり、そして少なくともその末端部分 15 は光ファイバースローブ 8 と接着されている。ガイド部分 18 は、接続部材 7 内のプローブ 8 を安定させる。ねじをきった部分 16 には雌ねじ 23 がきられており、そのねじ 23 によって、接続部材 7 を多管腔カテーテル 1 の対応部 6 に取り付けることができる。接続されている状態では、光ファイバー用管腔は、接続部材 7 の Y 部分 17 の内側 19 に続いている。その光ファイバー用管腔は、次に末端部分 15 によって近位で密閉される。

【0022】

Y 部分 17 の内側 19 は、洗浄チャンネル 20 に続き、そのチャンネル 20 は、Y 部分 17 に成形されそしてフランジ 22 で終わる洗浄接続部 21 を貫通している。その洗浄チャンネル 20 はフランジ 22 によって密閉することができ、さらに、洗浄装置（図示せず）をチャンネル 20 に取り付け、光ファイバー用管腔を、Y 部分 17 の内側 19 を通じて洗浄することができる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図 1 a】本発明のカテーテルシステムのいくつもの部分に分離されている中心静脈多管腔カテーテルの部分を示す。

【図 1 b】本発明の光源付き測定装置に取り付けられた本発明の光ファイバースローブの図を示す。

【図 2】光ファイバースローブにしっかりと取り付けられた接続部分を本来含んでいて、図 1 b における破線内で示す部分の部分断面図を示す。

【符号の説明】

【0024】

10

20

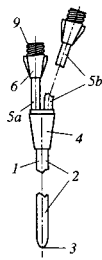
30

40

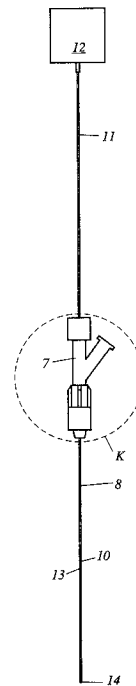
50

1 ... 中心静脈多管腔カテーテル、2 ... 本体、3 ... 遠位末端、4 ... 分枝部、5 a , 5 b ... 延長部、6 ... 対応部、7 ... 接続部材、8 ... 光ファイバプロープ、11 ... ケーブル、12 ... 測定装置、13 ... 可撓性シャフト、20 ... 洗浄チャンネル、21 ... 洗浄接続部

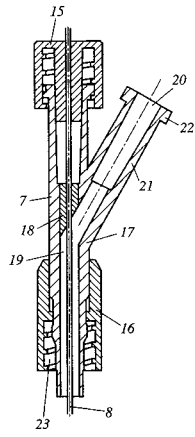
【図1 a】



【図1 b】



【 図 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 ウルリッヒ ヨット . ファイファー

ドイツ連邦共和国 81667 ミュンヘン メッツストラッセ 34アー

審査官 上田 正樹

(56)参考文献 特開平06 - 070917 (JP, A)

特開昭63 - 267339 (JP, A)

特開平01 - 104250 (JP, A)

特開平02 - 099039 (JP, A)

特開平04 - 341242 (JP, A)

特表平08 - 504770 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A61B 5/145

专利名称(译)	导管系统		
公开(公告)号	JP3745760B2	公开(公告)日	2006-02-15
申请号	JP2003333308	申请日	2003-09-25
申请(专利权)人(译)	Purushion医疗系统公司		
当前申请(专利权)人(译)	Purushion医疗系统公司		
[标]发明人	ウルリッヒヨットファイファー		
发明人	ウルリッヒ ヨット. ファイファー		
IPC分类号	A61B5/145 A61B10/00 G01N21/35 G01N21/27 A61B5/00 A61B5/1459 A61M25/00		
CPC分类号	A61M25/0097 A61B5/1459		
FI分类号	A61B5/14.310 A61B10/00.E A61B10/00.K G01N21/35.Z G01N21/27.B A61B5/14.321 A61B5/145 A61B5/1459 G01N21/35.104 G01N21/35.107 G01N21/3577 G01N21/359		
F-TERM分类号	2G059/AA01 2G059/AA06 2G059/BB13 2G059/CC18 2G059/EE02 2G059/EE11 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/JJ17 4C038/KK01 4C038/KL02 4C038/KL07		
代理人(译)	加藤真司		
审查员(译)	上田正树		
优先权	10245416 2002-09-28 DE		
其他公开文献	JP2004113799A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：同时连续测量中心静脉的氧饱和度和局部注入的吲哚菁绿浓度而不会相互影响。解决方案：该导管系统包括用于光纤的内腔和具有光纤探针8的中心静脉导管，光纤探针8可以插入内腔中以使光纤在第一测量波长660nm下进行反射 - 血氧测量，第二测量波长为805nm，标准波长为880nm。附接到光纤探针8的连接构件7和附接到导管的相应构件被设置为防止光纤探针8相对于光纤的内腔纵向移位，并且这些构件可以连接。当连接构件7连接到相应的构件时，可以清洁延伸到连接构件7的内部19的光纤的管腔。连接构件7配备有清洁附件21，并且通过清洁通道20执行清洁。

