

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4675149号
(P4675149)

(45) 発行日 平成23年4月20日(2011.4.20)

(24) 登録日 平成23年2月4日(2011.2.4)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 O O P

G O 1 N 21/65 (2006.01)

G O 1 N 21/65

請求項の数 4 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2005-141059 (P2005-141059)
 (22) 出願日 平成17年5月13日(2005.5.13)
 (65) 公開番号 特開2006-317319 (P2006-317319A)
 (43) 公開日 平成18年11月24日(2006.11.24)
 審査請求日 平成20年5月12日(2008.5.12)

特許法第30条第1項適用 研究集会名：2005年春季
 第52回応用物理学関係連合講演会 主催者名：社
 団法人 応用物理学会 開催日：2005年3月29日
 ～2005年4月1日 発表日：2005年3月31日
 刊行物名：2005年春季 第52回応用物理学関係
 連合講演会講演予稿集 号数：第3分冊(1141頁)
 刊行物発行年月日：2005年3月29日

(73) 特許権者 503359821
 独立行政法人理化学研究所
 埼玉県和光市広沢2番1号
 (73) 特許権者 000150589
 株式会社町田製作所
 東京都文京区本駒込6丁目13番8号
 (74) 代理人 100091096
 弁理士 平木 祐輔
 (74) 代理人 100105463
 弁理士 関谷 三男
 (74) 代理人 100102576
 弁理士 渡辺 敏章
 (72) 発明者 小町 祐一
 埼玉県和光市広沢2番1号 独立行政法人
 理化学研究所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管診断用分光プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

血管内に挿入される長尺部材と、
 前記長尺部材の先端部の側壁に設けられた光透過窓と、
 前記長尺部材の先端部の前記光透過窓とは反対側の側壁に設けられたバルーンと、
 光源からの光を前記光透過窓に導く光ファイバーと前記光透過窓から前記長尺部材に入
 射したラマン散乱光を外部に導く光ファイバーとを備えるラマンプローブ部と、
 前記バルーンに流体を導入するためのチューブと、
 前記長尺部材の先端部に照明光を導く光ファイバーとイメージファイバーとを備える内
 視鏡部と、
 前記内視鏡部の照明光照射領域に生理食塩水を注入するためのチューブと
 を含むことを特徴とする血管診断用分光プローブ。

【請求項2】

請求項1記載の血管診断用分光プローブにおいて、前記バルーンが膨らんだとき、膨ら
 んだバルーンと血管内壁の間に隙間が形成されることを特徴とする血管診断用分光プロ
 ーブ。

【請求項3】

血管内に挿入される長尺部材と、
 前記長尺部材の先端部の側壁に設けられた光透過窓と、
 前記長尺部材の先端部の前記光透過窓とは反対側の側壁に設けられたバルーンと、

光源からの光を前記光透過窓に導く光ファイバーと前記光透過窓から前記長尺部材に入射したラマン散乱光を外部に導く光ファイバーとを備えるラマンプローブ部と、

前記バルーンに流体を導入するためのチューブと、

前記長尺部材の先端部領域の血管壁断面の超音波像を取得するための超音波プローブ部とを含むことを特徴とする血管診断用分光プローブ。

【請求項 4】

請求項 3 記載の血管診断用分光プローブにおいて、前記バルーンが膨らんだとき、膨らんだバルーンと血管内壁の間に隙間が形成されることを特徴とする血管診断用分光プローブ。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、分光プローブに関し、特に血管内に挿入して動脈硬化等の診断に用いることのできる血管診断用分光プローブに関する。

【背景技術】

【0002】

Anal. Chem., 72, 3771-3775 (2000)や特開2004-294109号公報に、光源からの励起光を被測定部へ導くための光路、及び被測定部から発生したラマン散乱光を受光部に導くための光路に光ファイバーを用いた分光プローブが記載されている。

20

【特許文献 1】特開2004-294109号公報

【非特許文献 1】Anal. Chem., 72, 3771-3775 (2000)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

動脈硬化の診断において、血管壁の外側に蓄積したコレステロールを測定することが必要とされている。しかし、血管壁の外側に蓄積したプラークは、血管内視鏡や血管エコーでは測定することができない。そこで、血管内に挿入したプローブから患部に光を照射し、ラマン散乱で血管壁の外側に蓄積したプラークの状態を判断する方法が考えられる。プローブは血管内に挿入されるため、励起光は光ファイバーで送り、受光も光ファイバーを解して行う。

30

【0004】

しかし、従来の分光プローブは、光を送受光する光ファイバーだけで構成されている。そのため、プローブを血管内に挿入することはできても、血管の診断に適用するには問題がある。第 1 に、プローブ先端の位置確認が出来ない。そのため、プローブを患部へ導き診断部を確認するには、外部から X 線を照射する造影装置の使用が必要であり、コストが高くつく。また、血管内で分光プローブの位置を固定できないため、狙った患部を確実に測定することができない。更に、血管内の血液の妨害を受けるため、測定が困難である。

【0005】

本発明は、これらの問題を解決し、患者に過大な負担をかけることなく高い信頼性を持って血管の診断に用いることのできる血管診断用分光プローブを提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明では、ラマンスペクトル測定プローブと内視鏡あるいは超音波プローブを一体型とし、測定時の血液の影響を防ぐためにラマンプローブ先端を患部に接触させる機構を設けた。内視鏡は血管内を前方視し、ラマンプローブは、血管壁を測定し易いように側視型とした。血管内に挿入されるプローブの先端部にはプローブ先端を患部に接触させる機構として固定用バルーンを設けた。また、固定用バルーンを膨らませた際、血管内壁全体に接触しない構造にした。バルーンの一部だけが血管内壁と接触することで、プローブを固

50

定し、かつ血管内壁との間に隙間を形成する。血液は隙間を流れるため、バルーンを膨らませても血流は止まらない。バルーンと反対側の側面にラマンプローブの用の窓を配置した。固定用バルーンを膨らますと、患部に窓が接触する。従って測定時に血液の影響を受けずに、人体に対して大きな負担をかけず診断が可能である。

【 0 0 0 7 】

本発明による血管診断用分光プローブの一つの形態は、血管内に挿入される長尺部材と、長尺部材の先端部の側壁に設けられた光透過窓と、長尺部材の先端部の光透過窓と反対側の側壁に設けられたバルーンと、光源からの光を光透過窓に導く光ファイバーと光透過窓から長尺部材に入射したラマン散乱光を外部に導く光ファイバーとを備えるラマンプローブ部と、バルーンに流体を導入するためのチューブと、長尺部材の先端部に照明光を導く光ファイバーとイメージファイバーとを備える内視鏡部と、内視鏡部の照明光照射領域に生理食塩水を注入するためのチューブとを含む。

10

【 0 0 0 8 】

また、本発明による血管診断用分光プローブの他の形態は、血管内に挿入される長尺部材と、長尺部材の先端部の側壁に設けられた光透過窓と、長尺部材の先端部の光透過窓とは反対側の側壁に設けられたバルーンと、光源からの光を光透過窓に導く光ファイバーと光透過窓から長尺部材に入射したラマン散乱光を外部に導く光ファイバーとを備えるラマンプローブ部と、バルーンに流体を導入するためのチューブと、長尺部材の先端部領域の超音波像を取得するための超音波プローブとを含む。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 0 9 】

本発明によると、ラマンプローブ先端を血管内の患部に容易に導き、血流を止めることなく患部に固定し、血液の妨害を防いで患部のラマンスペクトルを測定することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 0 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

図 1 は、本発明による血管診断用分光プローブの一実施例を示す全体図である。

【 0 0 1 1 】

この血管診断用分光プローブ 1 0 は、励起光用光ファイバー 1 2 と受光用光ファイバー 1 3 を備えるラマンプローブ部 1 1、照明光を導くライトガイド 1 5 と画像を伝達するイメージファイバー 1 6 を備える内視鏡部 1 4、血液排除液体用シリンジ 1 7 に接続されるチューブ 1 8、バルーン用シリンジ 1 9 に接続されるチューブ 2 0 を有する。血管診断用分光プローブ 1 0 の全長は 3 m であり、血管内に挿入可能な有効部 2 1 の長さは 1 . 5 m である。また、動脈内での測定を可能にするため、有効部 2 1 の直径は 2 mm である。

30

【 0 0 1 2 】

図 2 は、血管診断用分光プローブと外部機器との接続関係を示す図である。ラマンプローブ部 1 1 の励起光用光ファイバー 1 2 と受光用光ファイバー 1 3 は、それぞれラマンプローブ分光システム 3 1 の励起光源 3 2 とラマン分光計 3 3 に接続されている。励起光用光ファイバーの先端には、光ファイバーから発生するラマン散乱光を除去するバンドパスフィルターが装着されている。受光用光ファイバーの先端には、患部からのレイリー散乱光をカットするエッジフィルターが装着されている。光源には、ラマン散乱測定において妨害光となる人体からの蛍光を発生しにくい近赤外光を使う。励起光用光ファイバーはチタンサファイアレーザの近赤外光を患部に導く。先端部でミラーを用いて光路を直角に曲げ、血管壁に対して垂直にレーザ光を照射する。患部で発生した散乱光は受光用ファイバーで分光器に導かれる。

40

【 0 0 1 3 】

また、内視鏡部 1 4 のライトガイド 1 5 とイメージファイバー 1 6 は、それぞれ血管内視用イメージングシステム 3 4 の照明光源 3 5 と画像処理部 3 6 に接続されている。内視鏡部 1 4 のイメージファイバー 1 6 で取得した血管内の画像は、画像処理部 3 6 に設けら

50

れたＣＣＤで受光・処理されて、モニター３７に表示される。ラマン分光計３３によって得られた患部のラマン散乱スペクトルも、モニター３７に表示される。

【００１４】

図３は本実施例の血管診断用分光プローブの有効部先端の構造を示す概略斜視図、図４はその概略断面図である。

【００１５】

血管内に挿入される有効部２１の先端には、内視鏡１４、及び内視鏡の視野確保のための生理食塩水送水口となるチューブ１８の先端が露出している。有効部２１の側面にはラマン測定用窓２２が設けられ、ラマン測定用窓２２と反対側の有効部側面にはバルーン２３が設けられている。バルーン２３には、バルーン用シリンジ１９からチューブ２０を介して生理食塩水を注入して膨らますことができるようになっている。図４に示すように、ラマンプローブ１１からの励起光は、有効部２１の内部に設けられたミラー２４で反射された後、ラマン測定用窓２２を通して血管壁に照射される。励起光照射によって血管壁から発生したラマン散乱光は、ラマン測定用窓２２を通り、ミラー２４で反射されてラマンプローブ１１に導入される。

【００１６】

図５は血管内でバルーンを膨らまして測定を行っているときの様子を示す模式図であり、図５（ａ）は血管診断用分光プローブの有効部先端の斜視図、図５（ｂ）はプローブ先端方向からみた血管の断面模式図である。

【００１７】

バルーン２３には、血管３８内の所望の位置に血管診断用分光プローブ１０の有効部２１を固定する役目と、患部にラマンプローブの測定用窓２２を接触させる役目がある。オペレータは、血管診断用分光プローブを血管内に挿入し、モニター３７に表示された血管の内壁の状態を内視鏡部１４の画像によって確認しながら、プローブ先端を患部に導き、測定個所を決める。このとき、画像取得の妨害となるプローブ先端の血液は、シリンジ１７を操作してプローブ先端の露出しているチューブ１８から生理食塩水を流して排除し、視野を確保する。

【００１８】

測定個所が決まると、プローブ先端を測定個所に固定するために、バルーン用シリンジ１９から生理食塩水をバルーン２３に注入し、膨らませる。すると、図５（ｂ）に示すように、バルーン２３は血管３８の内壁に接触し、血管診断用分光プローブ１０の有効部２１を血管３８の反対側の内壁に押し付ける。ラマンプローブの測定用窓２２は、有効部２１に対してバルーン２３と反対側にあるため、結果として測定用窓２２は血管３８の内壁に押し付けられる。このとき、バルーン２３は血管３８の全体に広がらず、バルーン２３及び血管診断用分光プローブ１０と血管内壁の間には隙間が形成される。従って、測定中も血流が確保されるため、人体にかかる負担が軽減される。プローブ先端を固定した後、オペレータはラマンプローブ分光システム３１を用いて血管壁に励起光を照射し、ラマン散乱スペクトルを測定する。

【００１９】

図６は、ラマンプローブ部の先端部分の構造を示す模式図であり、図６（ａ）は横断面図、図６（ｂ）は縦断面図である。

【００２０】

本実施例のラマンプローブは、中心に位置する１本の励起光用光ファイバー４１と、それを取り囲むように配置された８本の受光用光ファイバー４２を備える。励起光用光ファイバー４１の先端には励起光源３２から出射された励起波長のみを通過するバンドパスフィルター４３が装着され、受光用光ファイバー４２の先端には励起波長を通さず、試料から発生されたラマン散乱光を通過させるエッジフィルター（長波長透過フィルター）４４が装着されている。励起光用光ファイバー４１の先端にはステンレス製のパイプ４５が装着され、励起光用光ファイバー４１と受光用光ファイバー４２の間を遮光し、励起光用光ファイバー４１から出射した励起光が直接受光用光ファイバー４２に入射しないように設

計されている。なお、ラマン散乱光として励起波長より短波長のアンチストークス線を測定する場合には、エッジフィルターとして、励起波長を通さず、励起波長より短波長域の波長を透過する短波長透過フィルターを装着すればよい。エッジフィルター 44 は、受光用光ファイバー 42 の先端にガラスレジンの接着剤で接着される。先端部の側面はステンレスパイプあるいは樹脂膜からなる外部被覆 47 で覆われる。

【0021】

励起光用光ファイバー 41 の先端に装着するパイプ 45 としては、外径 200 μm 、内径 130 μm のステンレス製パイプを用いた。パイプをプラスチックやポリイミド等で構成すると、励起光によって蛍光やラマン散乱が発生するばかりでなく、受光用光ファイバーに光が漏れクロストークを起こすため望ましくない。なお、図示の例では、励起光用光ファイバーと受光用光ファイバーとして同じ径の光ファイバーを用いているが、1 本だけ使用する励起光用光ファイバーの径を受光用光ファイバーの径より大径にしてもよい。励起光用光ファイバーを複数本とし、複数本の光ファイバーを束ねてパイプ 45 に挿入してもよい。

【0022】

次に、本実施例の血管診断用分光プローブを用いた測定例について説明する。血管にコレステロールが溜まるように飼育したウサギの血管のラマン散乱測定を行った。図 7 に結果を示す。図 7 において、スペクトル a は本発明のプローブで測定したコレステロール・オリエートのラマン散乱スペクトルである。また、スペクトル b は血管診断用分光プローブを用いてウサギの血管を測定することによって得たラマン散乱スペクトルである。スペクトル b には、スペクトル a と異なり生体の細胞組織の蛍光が含まれているが、個々の波数部が一致することから血管にコレステロールがたまっていることが確認できた。

【0023】

本実施例によると、画像による患部の形状及び色彩情報は内視鏡部から取得し、患部の分子レベル的な情報はラマンプローブ部から取得することができる。また、それらの情報から今までに得ることができなかった、血管内部の形状・色彩情報と分子情報の相関が得られる。

【0024】

次に、内視鏡部に代えて超音波プローブ部を組み込んだ血管診断用分光プローブの実施例について説明する。

【0025】

図 8 は、本発明による血管診断用分光プローブの他の実施例を示す全体図である。本実施例では、像取得手段として内視鏡部の代わりに超音波プローブ部を備える。

【0026】

本実施例の血管診断用分光プローブ 50 は、励起光用光ファイバー 12 と受光用光ファイバー 13 を備えるラマンプローブ部 11、血管像取得手段としての超音波プローブ部 54、及びバルーン用シリンジ 19 に接続されるチューブ 20 を有する。血管診断用分光プローブ 50 の全長は 3 m であり、血管内に挿入可能な有効部 51 の長さは 1.5 m である。動脈内での測定を可能にするため、有効部 51 の直径は 2 mm である。血管の像は超音波によって取得するため、内視鏡部を用いた場合に必要であった血液排除液体を導入する手段は不要になる。

【0027】

図 9 は、本実施例の血管診断用分光プローブと外部との接続関係を示す図である。ラマンプローブ部 11 の励起光用光ファイバー 12 と受光用光ファイバー 13 は、それぞれラマンプローブ分光システム 31 の励起光源 32 とラマン分光計 33 に接続されている。超音波プローブ部 54 は、超音波イメージングシステム 64 の画像処理部 66 に接続されている。超音波プローブを血管壁に沿って移動して血管壁の各場所の断面（深さ方向）の密度分布の情報を取得する。超音波トランスジューサは先端部の中心に配置する。ラマン分光計 33 によって得られた患部のラマン散乱スペクトルも、モニター 37 に表示される。

【0028】

図 10 は本実施例の血管診断用分光プローブの有効部先端の構造を示す概略斜視図、図 11 はその概略断面図である。

【0029】

血管内に挿入される有効部 51 の先端からは、超音波プローブ部 54 の先端が突出している。超音波プローブ部 54 のセンサ部は突出した先端にある。これは、センサ部がプローブの有効部 51 内にあったのでは、血管壁の超音波情報が取れないからである。有効部 51 の側面にはラマン測定用窓 22 が設けられ、ラマン測定用窓 22 と反対側の有効部側面にはバルーン 23 が設けられている。バルーン 23 には、膨らますとき、バルーン用シリンジ 19 からチューブ 20 を介して生理食塩水が注入される。図 11 に示すように、ラマンプローブ 11 からの励起光は、有効部 51 の内部に設けられたミラー 24 で反射された後、ラマン測定用窓 22 を通して血管壁に照射される。励起光照射によって血管壁から発生したラマン散乱光は、ラマン測定用窓 22 を通り、ミラー 24 で反射されてラマンプローブ 11 に導入される。

10

【0030】

図 12 は血管内でバルーンを膨らまして測定を行っているときの様子を示す模式図であり、図 12 (a) は血管診断用分光プローブの有効部先端の斜視図、図 12 (b) はプローブ先端方向からみた血管の断面模式図である。

【0031】

バルーン 23 には、血管 38 内の所望の位置に血管診断用分光プローブ 50 の有効部 51 を固定する役目と、患部にラマンプローブの測定用窓 22 を接触させる役目がある。超音波像からは血管壁の深さ方向の密度分布の情報が得られる。オペレータは、超音波プローブ部 54 によって取得した血管の超音波像をモニター 37 で確認しながら、測定個所を決める。超音波像は血液の妨害を受けないため、像取得に当たって生理食塩水等によって血液を排除する必要はない。

20

【0032】

測定個所が決まると、プローブ先端を測定個所に固定するために、バルーン用シリンジ 19 から生理食塩水をバルーン 23 に注入し、膨らませる。すると、図 12 (b) に示すように、バルーン 23 は血管 38 の内壁に接触し、血管診断用分光プローブ 50 の有効部 21 を血管 38 の反対側の内壁に押し付ける。ラマンプローブの測定用窓 22 は、有効部 21 に対してバルーン 23 と反対側にあるため、結果として測定用窓 22 は血管 38 の内壁に押し付けられる。このとき、バルーン 23 は血管 38 の全体に広がらず、バルーン 23 及び血管診断用分光プローブ 50 と血管内壁の間には隙間が形成される。従って、測定中も血流が確保されるため、人体にかかる負担が軽減される。この状態で、オペレータはラマンプローブ分光システム 31 を用いて血管壁のラマン散乱スペクトルを測定する。

30

【0033】

本実施例によると、超音波によって患部の断面形状（血管径）及び密度の違いの情報が得られ、分子レベル情報はラマンプローブから得られる。従って、これらのデータの相関から新たな情報が得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図 1】本発明による血管診断用分光プローブの一実施例を示す全体図。

【図 2】血管診断用分光プローブと外部機器との接続関係を示す図。

【図 3】血管診断用分光プローブの有効部先端の構造を示す概略斜視図。

【図 4】血管診断用分光プローブの有効部先端の概略断面図。

【図 5】血管内でバルーンを膨らまして測定を行っているときの様子を示す模式図。

【図 6】ラマンプローブ部の先端部分の構造を示す模式図。

【図 7】測定結果を示す図。

【図 8】本発明による血管診断用分光プローブの他の実施例を示す全体図。

【図 9】血管診断用分光プローブと外部との接続関係を示す図。

【図 10】血管診断用分光プローブの有効部先端の構造を示す概略斜視図。

40

50

【図 1 1】血管診断用分光プローブの有効部先端の概略断面図。

【図 1 2】血管内でバルーンを膨らまして測定を行っているときの様子を示す模式図。

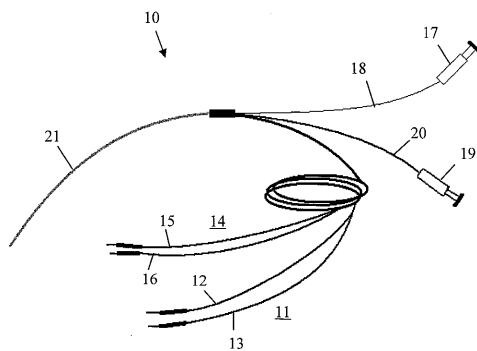
【符号の説明】

【 0 0 3 5 】

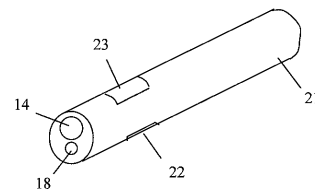
10：血管診断用分光プローブ、11：ラマンプローブ部、12：励起光用光ファイバー、13：受光用光ファイバー、14：内視鏡部、15：ライトガイド、16：イメージファイバー、17：血液排除液体用シリンジ、18：チューブ、19：バルーン用シリンジ、20：チューブ、21：有効部、22：ラマン測定用窓、23：バルーン、24：ミラー、31：ラマンプローブ分光システム、32：励起光源、33：ラマン分光計、34：血管内視用イメージングシステム、35：照明光源、36：画像処理部、37：モニター、38：血管、41：励起光用光ファイバー、42：受光用光ファイバー、43：バンドパスフィルター、44：エッジフィルター、45：ステンレス製パイプ、47：外部被覆、50：血管診断用分光プローブ、54：超音波プローブ部、64：超音波イメージングシステム、66：画像処理部

10

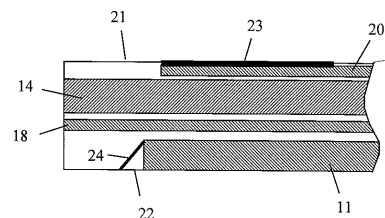
【図 1】



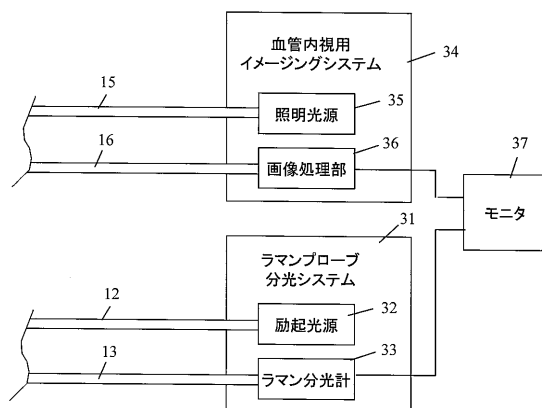
【図 3】



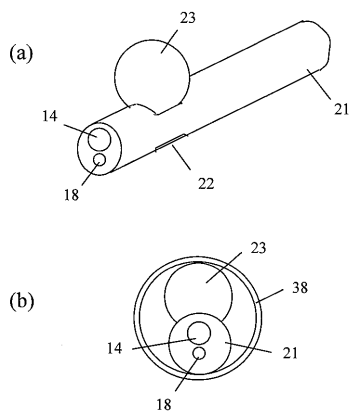
【図 4】



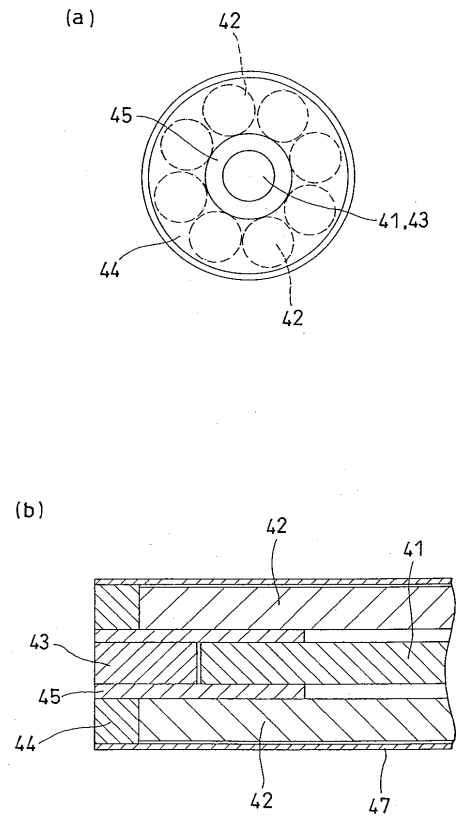
【図 2】



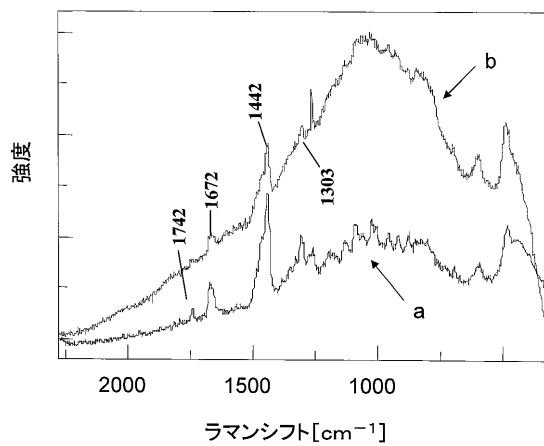
【図 5】



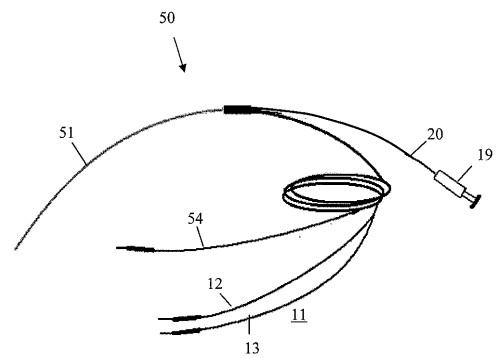
【図 6】



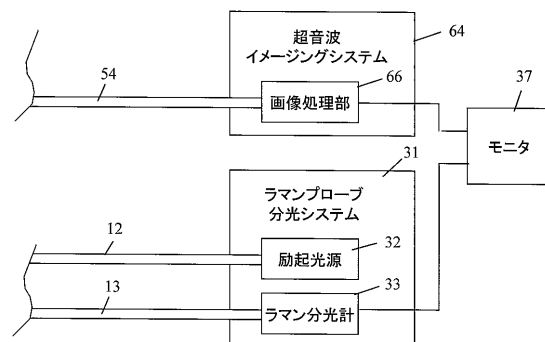
【図 7】



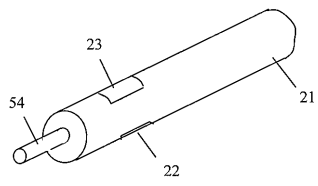
【図 8】



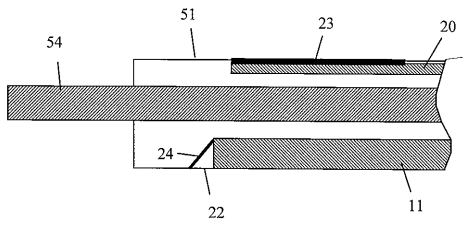
【図 9】



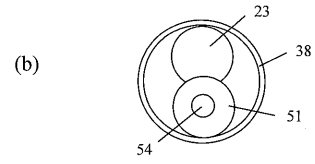
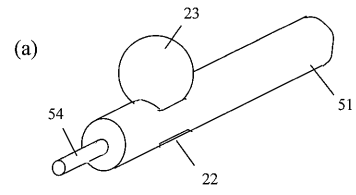
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

- (72)発明者 佐藤 英俊
埼玉県和光市広沢 2 番 1 号 独立行政法人理化学研究所内
- (72)発明者 田代 英夫
埼玉県和光市広沢 2 番 1 号 独立行政法人理化学研究所内

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開平 0 9 - 0 2 8 6 6 5 (J P , A)
特開平 0 1 - 2 9 7 0 3 6 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 2 1 4 1 2 7 (J P , A)
国際公開第 0 3 / 0 8 7 7 9 3 (W O , A 1)
国際公開第 2 0 0 4 / 0 5 1 2 4 2 (W O , A 1)

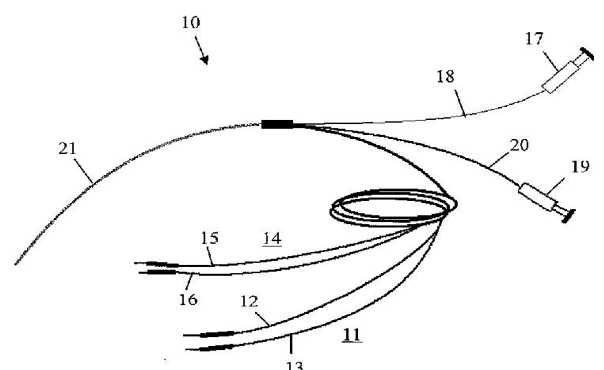
- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
- A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 1 N 2 1 / 6 2 - 2 1 / 7 4
A 6 1 B 8 / 1 2

专利名称(译)	用于血管诊断的光谱探针		
公开(公告)号	JP4675149B2	公开(公告)日	2011-04-20
申请号	JP2005141059	申请日	2005-05-13
[标]申请(专利权)人(译)	独立行政法人理化学研究所 株式会社町田制作所		
申请(专利权)人(译)	独立行政法人理化学研究所 株式会社町田制作所		
当前申请(专利权)人(译)	独立行政法人理化学研究所 株式会社町田制作所		
[标]发明人	小町祐一 佐藤英俊 田代英夫		
发明人	小町 祐一 佐藤 英俊 田代 英夫		
IPC分类号	A61B1/00 G01N21/65		
CPC分类号	A61B5/0075 A61B1/00082 A61B1/07 A61B1/3137 A61B5/0084 A61B5/0086 A61B5/02007 A61B5/6852 A61B5/6853 A61B8/12		
FI分类号	A61B1/00.300.P G01N21/65 A61B1/00.715 A61B8/12		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/CA04 2G043/EA03 2G043/FA01 2G043/FA05 2G043/GA08 2G043/GB01 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/LA01 4C061/AA22 4C061/BB01 4C061/FF36 4C061/FF40 4C061/HH04 4C161/AA22 4C161/BB01 4C161/FF36 4C161/FF40 4C161/HH04 4C601/FE04		
代理人(译)	渡辺 敏章		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2006317319A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为血管诊断提供光谱探头，可用于高可靠性的血管诊断，而不会给患者带来过重的负担。ŽSOLUTION：拉曼光谱测量探头与内窥镜或超声波探头集成在一起，提供了一个拉曼探针尖端与患部接触的机制，以防止血液在测量中产生影响。拉曼探针以侧视型形成，从而可以容易地测量血管壁。固定球囊23设置在探针的尖端部分21上以插入血管中，并且用于拉曼探针的窗口22布置在球囊的相对侧的侧表面上。当固定球囊23被吹起时，仅其一部分与血管38的内壁接触以固定探针，并且在其自身与血管的内壁之间形成间隙。窗口与受影响的部分接触。由于血液在间隙中流动，因此即使气球被吹起也不会停止血流。Ž

【图 1】



【图 2】