

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5069049号
(P5069049)

(45) 発行日 平成24年11月7日(2012.11.7)

(24) 登録日 平成24年8月24日(2012.8.24)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 5/07 (2006.01)

A 6 1 B 5/07 1 0 0

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Z

請求項の数 15 外国語出願 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2007-171650 (P2007-171650)
 (22) 出願日 平成19年6月29日 (2007.6.29)
 (65) 公開番号 特開2008-49136 (P2008-49136A)
 (43) 公開日 平成20年3月6日 (2008.3.6)
 審査請求日 平成22年5月26日 (2010.5.26)
 (31) 優先権主張番号 102006000318.7
 (32) 優先日 平成18年7月3日 (2006.7.3)
 (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)

(73) 特許権者 507221195
 ノビニエン ヘルスケア テクノロジー
 パートナーズ ゲセルシャフト ミット
 ベシュレンクター ハフトゥング
 novineon Healthcare
 Technology Partner
 s GmbH
 ドイツ国 テュービンゲン, ドルフアッカ
 ーシュトラーセ 26, 72074
 (74) 代理人 100096116
 弁理士 松原 等
 (72) 発明者 セバスチャン ショステック
 ドイツ国 テュービンゲン, ネッカーハル
 デ 8, 72070

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 出血検出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

中空器官内部に固定するのに適合化された固定手段(2)と、前記固定手段(2)に接続されて、血液の存在を検出する検出手段(3)と、紫外線領域の光及び可視スペクトルの赤領域内の光を放射する光源(12)と、前記紫外線領域の光と前記可視スペクトルの赤領域内の光を測定し、測定された前記紫外線領域の光の強度に応じた1つのセンサ信号と前記可視スペクトルの赤領域内の光の強度に応じた1つのセンサ信号とを出力するための、少なくとも1つの感光センサと、前記2つのセンサ信号から血液の有無を判定するパラメータを得るための指数を生成する信号処理装置を含むことを特徴とする、出血検出装置。

【請求項 2】

前記光源(12)は、前記紫外線領域の光及び前記可視スペクトルの赤領域内の光を連続して放射することを特徴とする、請求項1記載の出血検出装置。

【請求項 3】

前記感光センサ(13)を2つ備え、そのうちの1つが紫外線領域の光のみを測定し、もう1つが可視スペクトルの赤領域内の光のみを測定することを特徴とする、請求項1記載の出血検出装置。

【請求項 4】

さらに、前記検出手段(3)によって検出されたデータを送るための送信装置(4、5、6、7)と、前記送信装置(7)によって送られてきた前記データを受信するための受

信装置（９）を含むことを特徴とする、請求項１記載の出血検出装置。

【請求項５】

前記送信装置（４、５、６、７）が、カプセル化された形状であることを特徴とする、請求項１又は４記載の出血検出装置。

【請求項６】

前記送信装置（４、５、６、７）が、前記受信装置（９）に無線でデータを送ることを特徴とする、請求項４又は５記載の出血検出装置。

【請求項７】

前記固定手段（２）が内視鏡クリップ又はアンカであることを特徴とする、請求項１～６のいずれか一項に記載の出血検出装置。

10

【請求項８】

前記固定手段（２）がステント状構造であることを特徴とする、請求項１～６のいずれか一項に記載の出血検出装置。

【請求項９】

前記固定手段（２）が生分解性材料より形成されていることを特徴とする、請求項１～８のいずれか一項に記載の出血検出装置。

【請求項１０】

前記固定手段（２）が接続手段（１８）を介して前記検出手段（３）に接続されていることを特徴とする、請求項１～９のいずれか一項に記載の出血検出装置。

【請求項１１】

20

前記接続手段（１８）が生分解性材料より形成されていることを特徴とする、請求項１０記載の出血検出装置。

【請求項１２】

前記光源がＬＥＤであることを特徴とする、請求項１記載の出血検出装置。

【請求項１３】

前記検出手段（３）が測定ギャップ（１４）を含むことを特徴とする、請求項１～１２のいずれか一項に記載の出血検出装置。

【請求項１４】

前記光源によって放射される光が、前記測定ギャップ（１４）の領域において前記中空器官の内部を透過することが可能であることを特徴とする、請求項１３記載の出血検出装置。

30

【請求項１５】

前記固定手段（２）が、出血源の出血を止めるための手段を構成することを特徴とする、請求項１～１４のいずれか一項に記載の出血検出装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、出血検出装置に関するものである。

【背景技術】

【０００２】

40

消化管における出血は、例えば、食道静脈瘤または消化管潰瘍または十二指腸潰瘍といった、消化管のさまざまな健康障害によって生じる可能性がある。こうした健康障害の内視鏡処置の後でも、深刻な合併症となる再発性出血を生じる場合が多い。再発性出血は、処置の数時間後、又は数日後に生じる可能性があり、このため、その検出は困難になる。消化管の出血は、見過ごされると、大量の血液損失をともなう可能性があるため、緊急事態を生じさせる可能性がある。現在のところ、利用可能な連続監視のオプションはないので、こうした出血の検出は遅すぎる場合が多い。

【０００３】

既知の方法では、あらかじめ血液に添加した着色剤の検出によって出血を検出する。しかしながら、着色剤の限られた血漿内半減期時間のため、この方法は、数時間を超えては

50

効果が無いので、手術後の再発性出血の監視には適さない。

【特許文献 1】米国特許第 6, 4 2 8, 5 4 8 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

従って、本発明の目的は、出血の連続監視を確保するように適合化されている、出血検出装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の根底をなす目的は、請求項 1 に記載の出血検出装置によって実現される。

10

【0006】

本発明のさらなる有利な実施形態が、従属クレイムの主題である。

【0007】

従って、本発明の要旨は、血液の存在を検出するための検出手段が、固定手段、好ましくはクリップ、を用いて、ある特定時間にわたって、中空器官内に取り付けられるということである。可能性のある出血源の連続監視は、ある特定期間にわたって、検出手段を中空器官内に直接配置することによって実現可能である。

【0008】

クリップは、内視鏡を用いて、中空器官の内部に送り込むことができるように設計されていて、中空器官の内壁に取り付けることができるのが望ましい。こうしたクリップについては、例えば、本出願人による出願のうちのもう 1 つの出願にあたる、米国特許第 6, 4 2 8, 5 4 8 号明細書から明らかである。固定手段は、必ずしもクリップである必要はなく、中空器官内部に取り付ける、又は据え付けるのに適合化された任意の手段でもよい。

20

【0009】

固定手段は、身体に適合性のある材料によって形成することが望ましい。さらに、固定手段は、ある特定時間が経過すると分解する生分解性材料から形成してもよい。その分解により、固定手段は、ある特定時間が経過すると、器官の内壁からひとりでに外れるので、内視鏡のような装置を用いて中空器官の内部から固定手段を取り除く必要はなく、中空器官が例えば消化管の場合、自然に消化管を通じて排出される。生分解性材料は、その分解により、所望の観測時間が経過すると直ちに、又は間もなく、固定手段が器官の内壁から外れるように、有利に選択されている。

30

【0010】

検出手段は、中空器官の内容物及び中空器官壁に、それぞれ、吸収又は反射される放射光を測定することによって、血液の存在を測定することが望ましい。このため、検出手段は、所定の波長を有し、中空器官の内部において少なくとも部分的に吸収又は反射される光を放出し、感光センサを介して反射光を検出する。血液は、「通常の」器官内容物の吸収スペクトルとは異なる、特性吸収スペクトルを有しているので、検出された反射によって、中空器官内における血液の有無を判定することが可能である。検出手段には、反射光を測定するための、少なくとも 1 つの感光センサが含まれている。この感光センサは、フォトダイオード又はフォトランジスタが望ましい。さらに、検出手段には、少なくとも 1 つの光源が含まれている。しかしながら、検出手段は、少なくとも 1 つが紫外線領域の光を放射し、少なくとも他の 1 つが可視スペクトルの赤領域内の光を放射する、少なくとも 2 つの光源を備えることが望ましい。光源は LED として形成されることが望ましい。

40

【0011】

出血検出装置には、さらに、検出手段に接続された、検出手段によって検出されたデータを送るための送信装置と、送信装置によって送られたデータを受信するための受信装置が含まれていることが望ましい。送信装置は、データ伝送ケーブルを介して検出手段に接続されることが望ましい。代替案として、検出手段は、送信装置に据え付けてもよいし、取り付けられてもよい。あるいは、送信装置と一体化して構成してもよい。

50

【 0 0 1 2 】

ある有利な実施形態の場合、検出手段、送信装置、及び固定手段は、コンパクトなユニットを形成するように、互いに接続される。

【 0 0 1 3 】

受信装置は、身体の外部に、すなわち、体外に配置することが望ましい。送信装置から受信装置へのデータ伝送は、無線伝送によって実施される。

【 0 0 1 4 】

受信信号を表示するため、受信装置は、スクリーン又はスピーカのような、光学装置及び／又は音響信号装置に接続されることが有利である。受信装置には、医師又は緊急ホットライン／センタのような第三者に、送信装置から受信した信号を送ることができるようにするため、例えば、D E C T、ブルートゥース、W L A N、G S M、又は、衛星を介した、ローカル、地域、又は超地域ネットワークとの接続を含んでもよい。

10

【 0 0 1 5 】

検出手段及び／又は送信装置は、カプセル化（カプセル状に封止）されるように形成することが望ましい。このカプセルは、身体に適合性のある材料から構成されることが望ましい。

【 0 0 1 6 】

固定手段は、出血源の血液を止血するための手段を構成することが望ましい。これは、例えば、固定手段を内視鏡止血クリップとして形成することによって実現可能である。

【 発明を実施するための最良の形態 】

20

【 0 0 1 7 】

以下、添付の図面に基づいて、望ましい実施形態を用いて、本発明についてさらに詳述する。

図 1 から推測できるように、出血検出装置は、基本的に体内部分及び体外部分から構成されている。以下、まず、体内部分について説明する。

【 0 0 1 8 】

体内部分は、固定部材 2 を含み、本実施形態において、それはクリップ又はアンカであり、また、本実施形態では消化管である中空器官の内壁に取り付けられている。

【 0 0 1 9 】

検出手段 3 は、例えばロープ等のような接続部材 1 8 を介してクリップ 2 に接続されている。本実施形態において、検出手段 3 は、そのうちの 1 つが紫外線領域の光を放射し、もう 1 つが可視スペクトルの赤領域内の光を放射する、2 つの光源、及び、フォトダイオード又はフォトトランジスタのような感光センサから構成されている。光源は、パルス式に又は連続して、光が吸収及び反射される中空器官の内部に光を放射し、感光センサは、内部で透過又は反射される光を検出する。

30

【 0 0 2 0 】

望ましい実施形態において、固定手段 2 は、ステント状の構造として形成される。本実施形態では、固定手段 2 は、胃又は食道内のび慢性出血源を監視するため、例えば十二指腸のような管状中空器官内に検出手段 3 を取り付け／固定するように適合化されている。

40

【 0 0 2 1 】

検出手段 3 を固定部材 2 に接続するための接続部材 1 8 は、ロープ等のように形成してもよい。実施形態の 1 つでは、接続部材 1 8 は、例えば生分解性材料のような、徐々に分解する分解材料から形成されるように適合化されている。分解時間は、器官及び用途に応じて、妥当な観測時間が経過した後、望ましくは経過後直ちに、接続部材 1 8 によって固定部材 2 が検出手段 3 から分離されるように設定される。この手段によって、検出手段 3 は、固定部材 2 から切り離され、消化管を通じて自然に排出されることが可能になる。

【 0 0 2 2 】

検出手段 3 は、データ伝送ケーブルを用いて送信装置 1 7 に接続されているので、感光センサと送信装置 1 7 との間で信号の伝送が可能である。あるいは、検出手段は、送信装

50

置 17 に据え付けてもよいし、送信装置 17 と一体化して形成してもよい。

【0023】

送信装置 17 は、基本的に、データ処理装置 4、アナログ・ディジタル変換器 5、例えばバッテリーのようなエネルギー源 6、及び送信器 7 から構成されている。データ処理装置 4 は、検出手段 3、アナログ・ディジタル変換器 5、及び送信器 7 を制御し、感光センサによって受信されたデータを評価する。アナログ・ディジタル変換器 5 は、検出手段 3 によって送られてきたアナログ信号をディジタル信号に変換し、送信器 7 は、データ処理装置 4 によって評価されたデータを受信装置 9 に転送する。送信器 7 によって送信されるデータは、例えば、測定値、状況情報、あるいは、例えば出血の発生事象のような事象信号である。本実施形態では、送信装置 17 の構成要素を保護するため、送信装置 17 はカプセル 8 によって包囲されている。カプセルは、身体に適合性のある材料から形成されることが有利である。

10

【0024】

体外部分は、基本的に、受信装置 9、インターフェイス 10、及び評価装置 11 から構成されている。受信装置 9 は、無線伝送を通じて送信器 7 によって送られてくるデータを受信する。受信装置によってこうして受信されたデータは、インターフェイス 10 を介して、評価装置 11 において評価、又は表示されるように適合化されている。評価装置 11 は、例えば、ディスプレイ又はスピーカのような、光学装置又は音響信号装置とすることが可能である。さらに、受信装置によって受信したデータは、インターフェイス 10 を介して、例えば医師又は緊急ホットライン / センタのような第三者に伝送可能である。

20

【0025】

以下において、次に、出血検出装置の機能について説明する。アンカ 2、検出手段 3、及び送信装置 17 から構成された体内部分は、内視鏡を用いて消化管内に送り込まれる。そこで、アンカ 2 が、内視鏡を用いて消化管の内壁に固定される。こうして、検出手段 3 と送信装置 17 が、アンカ 2 によって消化管の内部に固定される。そこで、検出手段 3 は、消化管内における血液の有無を検出する。これは次のように行われる。所定の波長の光を放射する検出手段 3 の 2 つの光源が、受信装置 4 によって制御されて、各光源が連続して光を放出する、すなわち、一方の光源が紫外線領域の光を放射し、もう一方の光源が可視スペクトルの赤領域内の光を放射する。光源によって放射された光は、消化管の内部に出現し、消化管内部の内容物に吸収又は反射される。検出手段 3 内に形成された、フォトダイオード又はフォトトランジスタの形態をなす感光センサは、消化管内部で透過又は反射された光を検出し、検出光に基づいてセンサ信号を製造する。このようにして、各光源毎に 1 つのセンサ信号が発生する。消化管内部に血液が存在する場合、血液は、「通常の」器官内容物の吸収スペクトルとは異なる特性吸収スペクトルを備えているので、光源によって放射された光は、消化管内に血液が存在しないかのように、別様に吸収される。従って、内部で反射され、感光センサによって受光される光は、内部における血液の存在次第で異なり、従って、感光センサによって送り出されるセンサ信号も異なる。従って、感光センサの異なるセンサ信号によって、血液の有無を推測することが可能になる。

30

【0026】

検出手段 3 のさらなる有利な実施形態では、検出手段 3 の設計によって、さまざまな発現形態の血液を識別することが可能になる。さまざまな発現形態の血液とは、例えば、凝固血、静脈血、又は動脈血である。

40

【0027】

さらなる有利な実施形態では、検出手段には、スペクトルの赤外領域の光を放射するための少なくとも 1 つの光源が含まれている。この光源によって、さまざまな発現形態の血液を識別することが可能になる。

【0028】

感光センサによって放出されるセンサ信号は、次に、データ処理装置 4 及びアナログ・ディジタル変換器 5 に伝送されて、それぞれ、評価され、変換される。その後、センサ 7 は、体外部分のコンポーネントであり、体外の患者の近くに配置された受信装置 9 に、評

50

価され、変換された信号を送る。受信装置 9 によって受信された信号は、次に、インターフェイス 10 を介して、受信装置 9 に接続可能なスクリーン又はスピーカのような評価装置 11 を介して出力される。任意で、評価装置 11 は、受信装置 9 によって受信した信号をネットワークを介して第三者に送るようにも適合化される。

【0029】

このようにして、消化管内部における血液の有無を連続して監視することができる。例えば 2 週間といった妥当な監視時間が経過すると、アンカ 2 が器官壁からひとりでに落下する。アンカは、器官壁への取り付け / 固定後、妥当な監視時間が過ぎると、例えば、把持された組織の壊死又は把持された組織の拒否反応によって、器官壁を把持できなくなり、その結果、器官壁から離れ落ちるように構成することができる。

10

【0030】

さらなる実施形態では、アンカ 2 は、徐々に分解する生分解性材料から形成してもよい。アンカ 2 が、妥当な観測時間の経過後、望ましくは、経過後直ちに、器官の内壁から外れるように、器官に応じて、分解時間が定められる。いったんアンカが器官壁から外れると、体内部分は消化管を通じて自然に排出される。

【0031】

あるいは、この装置は、再び内視鏡又は別の適当な装置を用いて、取り除かれるように適合化される。

【0032】

この実施形態は、消化管に関連して説明されるが、本発明は、どんな中空器官にでも適用可能である。また、体内部分の送り込みや、固定手段の取り付けに、内視鏡とは異なる装置を用いてもよい。

20

【0033】

出血検出装置には、血液の存在を検出するための検出手段が含まれており、前記検出手段は、固定手段に接続されている。固定手段は、中空器官の内壁に取り付けられている。この装置は、さらに、検出手段によって送られてくるデータを体外に配置された受信装置に伝送することが可能な送信装置を備えている。

【0034】

検出手段は、特定の波長の光を中空器官の内部に送り込み、望ましくは、検出手段内の感光センサを用いて中空器官の内容物に吸収される光部分の強度を測定することによって、血液の存在を測定する。異なる波長の光が、順次放射され、透過光部分の強度がそれぞれ測定されることが望ましい。これは、吸収スペクトルの測定と呼ぶことができる。異なる種類の器官内容物が、異なる比吸収スペクトルを示す。

30

【0035】

望ましい実施形態において、検出手段は、可視スペクトルの赤領域内の光、並びに、紫外光を選択的に放射し、感光センサを用いて、光が透過する器官内容物による赤色光の吸収及び紫外光の吸収を測定するように適合化されている。このため、感光センサは、赤色光及び紫外光に感応する単一光センサから構成しても、又は、一方が赤色光に感応し、もう一方が紫外光に感応する、2 つの光センサから構成してもよい。血液は、赤色光に関する吸収率は低い、紫外光に関する吸収率は高い。本実施形態において、このため、光が透過する器官内容物に血液が存在すると、赤色光は比較的少なく吸収されるが、紫外光は比較的多く吸収されることになる。従って、透過赤色光の強度に応じたセンサ信号は、透過紫外光の強度に応じたセンサ信号と対照的である（すなわち、相反する挙動を示す）。測定後の信号処理において、透過赤色光の強度に応じたセンサ信号及び透過紫外光の強度に応じたセンサ信号から指数が生成されると、これによって、血液の存在を推測 / 判定することが可能な 1 つの単一パラメータが得られる。

40

【0036】

検出される物質の吸収特性によって、少なくとも 1 つの波長が強く吸収され、少なくとももう 1 つの波長が弱く吸収される限りにおいて、指数は、さまざまな波長の光による測定に基づいて生成可能である。これには、必ずしも、赤色光及び紫外光が必要というわけ

50

ではない。

【 0 0 3 7 】

図 2 及び図 3 に基づいて、検出手段の望ましい実施形態についてさらに詳述する。

図 2 には、この実施形態による出血検出装置の検出手段 3 の概略図が示されている。

図 2 から推測できるように、この望ましい実施形態における検出手段 3 には、光源 1 2、感光センサ 1 3、並びに、測定ギャップ又は凹所 1 4 が含まれている。光源 1 2 は、少なくとも 1 つの波長の光を放射することが可能である。このため、光源 1 2 は、1 つ又は複数の波長の放射光の中から選択するように適合化されている。光源 1 2 には、このために 1 つ又は複数の L E D が含まれることが望ましい。光源 1 2、感光センサ 1 3、並びに、測定ギャップ 1 4 は、光源 1 2 によって放射された光 1 5 が、測定ギャップ 1 4 の領域内において検出手段 3 から現れ、検出手段 3 の外部にある特定距離にわたって進行し、測定ギャップ 1 4 の別のポイントから検出手段 3 に再入射し、その後、感光センサ 1 3 に当たるように、互いに配置されている。放射された光 1 5 は、検出手段 3 の外部を進行している間に、特定の吸収特性を備えた器官内容物 1 6 を透過することが可能である。これによって、比吸収スペクトルを測定し、器官内容物 1 6 の性質に関する結論を引き出すことが可能になる。

10

【 0 0 3 8 】

測定ギャップ又は凹所 1 4 は、例えば、へこみ、切欠き部、オリフィス、穴、又は、ギャップといったように、さまざまに構成することが可能である。

【 0 0 3 9 】

20

図 3 には、この実施形態による出血検出装置の検出手段 3、並びに送信装置 1 7 の概略図が示されている。

図 3 から推測できるように、本実施形態における検出手段 3 は、送信装置 1 7 と一体化して形成されている。送信装置 1 7 には、データ処理装置 4、アナログ・ディジタル変換器 5、エネルギー源 6、及び送信器 7 が含まれている。

【 0 0 4 0 】

以下、図 4 (a) 及び 4 (b) に基づいて、出血検出装置の望ましい実施形態についてさらに詳述する。

図 4 (a) には、固定手段 2、接続部材 1 8、検出手段 3、及び中空器官壁 1 が示されている。中空器官壁 1 には、潜在的出血源 1 9 が示されている。この利用例において、固定手段 2 は、中空器官壁 1 の潜在的出血源 1 9 に取り付けられており、従って、潜在的出血源 1 9 を処置し、検出手段 3 を取り付けのために利用される。潜在的出血源 1 9 は、例えば、胃潰瘍又は十二指腸潰瘍である。

30

【 0 0 4 1 】

図 4 (b) には、固定手段 2、接続部材 1 8、検出手段 3、及び中空器官壁 1 が示されている。中空器官壁 1 は、潜在的出血源 1 9 を有している。この利用例において、固定手段 2 は、中空器官壁 1 の出血源 1 9 以外の場所に取り付けられており、従って、潜在的出血源 1 9 の近くに検出手段を取り付けるための役割を果たすが、潜在的出血源 1 9 の処置のための役割りは無い。潜在的出血源は、例えば、食道又は胃の処置済み又は未処置の静脈瘤、あるいは、処置済み又は未処置の胃潰瘍または十二指腸潰瘍といった、極めて出血を生じやすい構造である可能性がある。この実施形態において、固定手段 2 は、ステント状の構造として形成してもよい。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 2 】

【 図 1 】 本発明の実施形態による出血検出装置の概略図である。

【 図 2 】 本発明の実施形態による出血検出装置の検出手段の概略図である。

【 図 3 】 本発明の実施形態による出血検出装置の検出手段及び送信装置の概略図である。

【 図 4 】 (a) 及び (b) は、それぞれ、中空器官内の固定位置又は検出位置における、この実施形態による出血検出装置を示す図である。

【 符号の説明 】

50

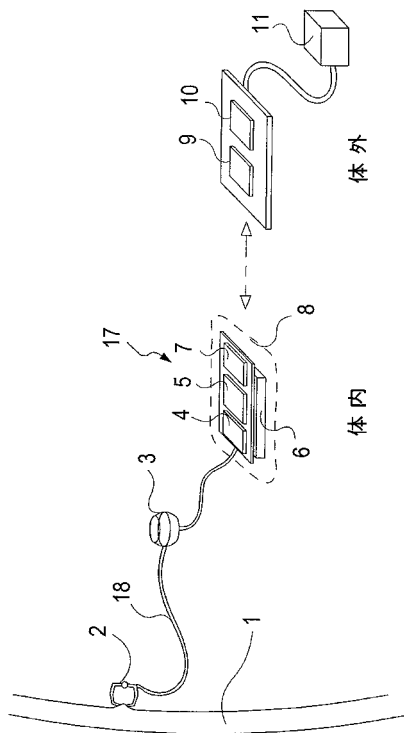
【 0 0 4 3 】

- 1 中空器官壁
- 2 固定手段
- 3 検出手段
- 4 データ処理装置
- 5 アナログ・ディジタル変換器
- 6 エネルギー源
- 7 送信器
- 8 カプセル
- 9 受信装置
- 10 インターフェイス
- 11 評価装置
- 12 光源
- 13 感光センサ
- 14 測定ギャップ
- 15 光
- 16 器官内容物
- 17 送信装置
- 18 接続部材
- 19 潜在的出血源

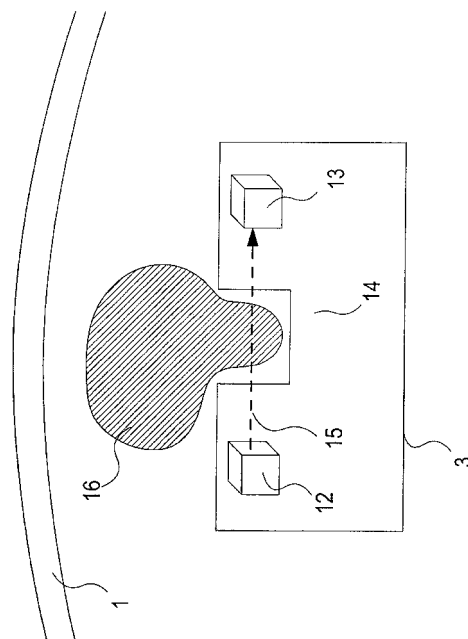
10

20

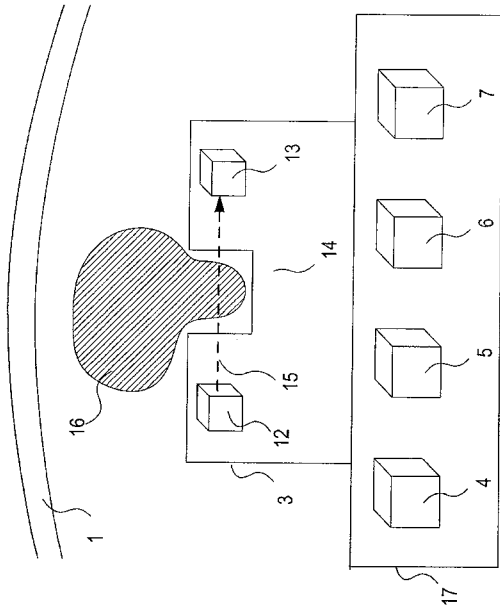
【 図 1 】



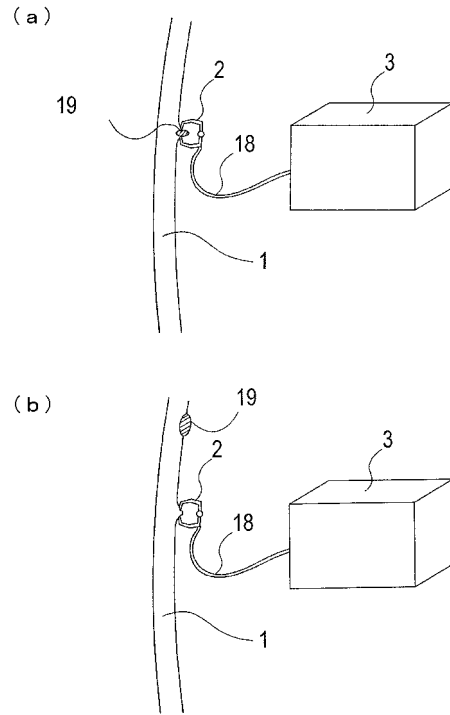
【 図 2 】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

- (72)発明者 ファビアン リーバー
ドイツ国 シュトゥットガルト, ヴィーダーホルドシュトラッセ 27, 70174
- (72)発明者 チ ニャ ホ
ドイツ国 テュービンゲン, ナウクラーストラッセ 23, 72074
- (72)発明者 プロフェッサー ドクターメッド マルク オリバー シュル
ドイツ国 テュービンゲン, シュヴァップシュトラッセ 51, 72074

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開平04-347138(JP, A)
特開平06-114036(JP, A)
特開平06-142081(JP, A)
特開2005-342513(JP, A)
特表2004-521693(JP, A)
国際公開第2007/007724(WO, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/07
A61B 1/00