

明 細 書

発明の名称：医療用チューブ位置確認システム

技術分野

[0001] 本発明は、医療用チューブ位置確認システムに関する。

背景技術

[0002] 従来より医療現場において、飲食物の経口摂取が困難な患者に対して、経鼻経管栄養と呼ばれる方法によって飲食物を直接胃に供給することが行われている。具体的には、患者の鼻腔から柔らかな経鼻チューブを挿入し、その先端部を胃まで到達させ、このチューブの基端部から、流動食や栄養剤を注入するといったものである。

[0003] このような経鼻経管栄養においては、潤滑ゼリーを塗布した経鼻チューブを鼻孔に挿入し、少しずつ経鼻チューブの先端部を奥へ送りながら、患者に嚥下動作を繰り返してもらい、経鼻チューブの先端部を食道側へ導いて胃に到達させる方法で行われる。

[0004] しかしながら、人間の喉の奥は、気管と食道の二つの流路に分岐しているため、このような経鼻チューブの挿入作業は非常に難しく、飲食物等が肺に入ってしまった場合には、誤嚥性肺炎等を起こしてしまうこともある。そのため、経鼻チューブの先端部が胃まで到達したことの確認作業が必須となっている。

[0005] 特許文献 1 には、対の絶縁電線とその先端に形成されたセンサ部とを有する検知線が開示されている。検知線は医療用チューブに挿入され、センサ部が胃液に接触すると対の絶縁電線の間抵抗値が変化する。これにより、対の絶縁電線の間抵抗値の変化を検出することで、センサ部が胃液に接触したことを判定でき、以て医療用チューブが正しく胃に到達していることを判定できる。

[0006] また、特許文献 2 には、筐体と、筐体から外部に連通し且つ患者の体内に挿入される経鼻チューブの基端側と接続される接続部と、筐体内に配置され

るセンサエレメントと、電子回路と、表示手段とを備える経鼻チューブ先端位置確認装置が開示されている。電子回路は、センサエレメントが受ける空圧変化を電気信号として出力し、表示手段は、電子回路からの出力を受けて空圧変化を認識可能状態に表示する。これにより、患者の腹部を外部から押圧することにより胃に空圧変化を生じさせ、センサエレメントが空圧変化を受けたことを表示手段に表示させることにより経鼻チューブが適切な位置に挿入されたか否かを判別することができる。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開2016-77450号公報

特許文献2：特許第6245870号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] しかしながら、特許文献1のように検知線を用いる方法では、胃液が適切な場所で分泌されていることが必要であるため、適用できる患者の形態も制限があり、また、医療用チューブの位置判定の精度にもとる。また、特許文献2のように空圧変化を利用する方法では、空圧を制御するために構成が複雑となり、製造コストも高くなる。

[0009] そこで、本発明は、医療用チューブの位置をより簡便に確認することができる医療用チューブ位置確認システムを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0010] 本発明の一態様に係る医療用チューブ位置確認システムは、端部を胃に留置し経管的に栄養を体内に補給するための医療用チューブの位置を確認する医療用チューブ位置確認システムであって、入射端部から入射する光を導光して出射端部から出射するように構成された導光体であって、前記出射端部が胃の内部に配置されるように医療用チューブ内に挿入可能に構成される導光体と、生体を透過する波長を含む光を発する光源であって、前記光が前記

導光体に入射するように前記導光体の前記入射端部に光学的に接続される光源と、前記導光体の前記出射端部において前記導光体と光学的に接続され、前記導光体が出射した光を散乱する散乱部と、を備えることを特徴とする。

[0011] この態様によれば、光源から発せられた生体を透過する波長を含む光が、医療用チューブ内に挿入された導光体の内部を導光され、胃内に配置された導光体の出射端部から出射された後、散乱部によって広範に散乱される。そして、出射光が広範に散乱されるため、作業者は胃及び生体を透過した光を生体の外部から容易に確認することが可能となり、医療用チューブの位置の確認が容易となる。

発明の効果

[0012] 本発明によれば、医療用チューブの位置をより簡便に確認することができる医療用チューブ位置確認システムを提供することができる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]本発明の実施形態に係る医療用チューブ位置確認システム 1 の構成の一例を模式的に示す図である。

[図2]ライト 10 の機能上の構成の一例を示す模式的な図である。

[図3]ライト 10 が発する光の波長について説明するための図である。

[図4]光ファイバ 20 の出射端部 20 E 側の構成について説明するための斜視図である。

[図5]図 4 の A - A' 線による断面を模式的に示す図である。

[図6]カメラ 30 の機能上の構成の一例を示す模式図な図である。

[図7]ユーザ端末 40 の機能上の構成の一例を示す模式図な図である。

[図8]他の散乱部 60 の構成を説明するための図である。

発明を実施するための形態

[0014] 添付図面を参照して、本発明の好適な実施形態について説明する。（なお、各図において、同一の符号を付したものは、同一又は同様の構成を有する。）

[0015] [第 1 実施形態]

(1) 全体構成

図1は、本発明の実施形態に係る医療用チューブ位置確認システム1の構成の一例を模式的に示す図である。図1に示すとおり、医療用チューブ位置確認システム1は、例えば、ライト10と、光ファイバ20と、カメラ30と、ユーザ端末40と、データベース50とを備える。ユーザ端末40は、通信ネットワークを介して、ライト10、カメラ30、及びデータベース50それぞれと通信可能に接続されている。

[0016] (2) 各部の構成

(2-1) ライト10

図2は、ライト10の機能上の構成の一例を示す模式的な図である。ライト10は、光源の一例であって、生体を透過する波長を含む光を発する。ライト10は、例えば、発光部11と、駆動回路12と、処理部13と、記憶部14と、通信部15とが、金属や樹脂等で形成された略円筒状の筐体内に設けられて構成される。

[0017] 発光部11は、例えば、発光LEDで構成され、生体を透過する波長を含む光を発する。ライト10に設けられたスイッチ（不図示）がONすると、駆動回路12を介して電源（不図示）から電気エネルギーの供給を受けると、当該電気エネルギーを光エネルギーに変換することにより、所定の波長の光を発する。なお、発光部11は、発光LEDに限らず、生体を透過する波長を含む光を発するものであれば、任意の発光体であってよい。

[0018] ライト10は後述する光ファイバ20の入射端部201に光学的に接続されており、ライト10の発光部11が発した光は、光ファイバ20の入射端部201に入射される。

[0019] 処理部13は、例えば、一又は複数個のプロセッサ及びその周辺回路を備えたCPU等であり、記憶部14に記憶されているプログラム等に基づいて当該ライト10の全体的な動作を統括的に制御する。

[0020] 記憶部14は、例えばEEPROM (Electrically Erasable and Programmable Read Only Mem

ory)等の不揮発性メモリ等で構成され、予め設定されたライト10の制御情報等を記憶する。

[0021] 通信部15は、ライト10を通信ネットワークに接続するための通信インターフェース回路を備え、当該通信ネットワークとの間で通信を行う。なお、ライト10は、通信部15等を備えない簡素な構成であってもよい。

[0022] ここで、図3を用いて、ライト10が発する光の波長について説明する。図3には、生体の主要な構成要素である酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン、メラニン、及び水のそれぞれの光の吸収係数が示されている。図3に示すグラフにおいて、横軸は波長(nm)を表し、縦軸は吸収係数を表す。

[0023] 図3に示すとおり、約650nm以下の波長領域では血液(即ちヘモグロビン)による吸収が大きく、約950nmよりも長い波長領域では水による吸収が大きい。一方、約650nm以上約950nm以下の波長領域内では、ヘモグロビン及び水の吸収係数が比較的低い。したがって、この波長領域内(約650nm以上、約950nm以下)の光は、他の波長領域と比較して、生体を透過しやすいといえる。

[0024] ライト10の発光部11が発する光の波長は、生体を透過する波長を含んでいれば特に限定されないが、上述のとおり、約650nm以上、約950nm以下の範囲の波長を含むことが好ましい。

[0025] また、図3に示すとおり、酸化ヘモグロビンの吸収率は、約650nm以上、約800nm以下の波長領域において特に低い。そのため、好適には、ライト10の発光部11が発する光の波長は、約650nm以上、約800nm以下の波長領域の少なくとも一部を含んでもよい。

[0026] また、図3に示すとおり、還元ヘモグロビンの吸収率は、約800nm以上、約950nm以下の波長範囲において特に低い。そのため、好適には、ライト10の発光部11が発する光の波長は、約800nm以上、約950nm以下の波長領域の少なくとも一部を含んでもよい。

[0027] また、図3に示すとおり、水の吸収率は、約650nm以上、約700nm以下の波長範囲において特に低い。そのため、好適には、ライト10の発

光部 11 が発する光の波長は、約 650 nm 以上、約 700 nm 以下の波長領域の少なくとも一部を含んでもよい。

[0028] (2-2) 光ファイバ 20

光ファイバ 20 は、導光体の一例であって、例えば、可塑性を有する細い繊維状を呈しており、図 1 に示すとおり、医療用チューブ T の内部に挿入可能である。光ファイバ 20 は、例えば、石英ガラスやプラスチック等によって形成された中心部のコア（不図示）と、その周囲を覆うクラッド（不図示）とから成る二層構造を有している。

[0029] 図 1 に示すとおり、光ファイバ 20 の一端には、ライト 10 等が発した光が入射するための入射端部 20I が形成されている。入射端部 20I は、光ファイバ 20 が医療用チューブ T の内部に挿入された状態において、ライト 10 と光学的に接続することが可能な位置に配置される。光ファイバ 20 のコアの屈折率は、光ファイバ 20 のクラッドの屈折率よりも高く設定されている。そのため、入射端部 20I から入射した光は、コア及びクラッドの境界において全反射しながら光ファイバ 20 の内部を伝搬する。

[0030] 図 1 に示すとおり、光ファイバ 20 の他端には、光が出射するための出射端部 20E が形成されている。出射端部 20E は、光ファイバ 20 が医療用チューブ T の内部に挿入された状態において正しく胃に到達できた場合、胃（図 1 において符号 S で示されている）の内部に配置される。

[0031] ここで、図 4 を用いて、光ファイバ 20 の出射端部 20E 側の構成について説明する。図 4 に示すとおり、光ファイバ 20 の出射端部 20E には、散乱部 21 が光学的に接続されている。散乱部 21 は、例えば、所定の散乱体を含有した略円柱状を呈する光透過性の樹脂によって構成される。光ファイバ 20 のコア内を伝搬し、出射端部 20E に到達した光は、出射端部 20E から出射された後、散乱部 21 によって様々な方向に散乱される。散乱した光は、胃及び他の生体部位を透過して生体外に出射され、その一部はカメラ 30 に到達する。

[0032] 散乱部 21 が含有する所定の散乱体としては、例えば、波長の短い光ほど

光に対する散乱の度合いが大きい性質を有する散乱体が好適に用いられる。所定の散乱体は、例えば、蛍光顔料であってもよい。また、散乱部 21 は、複数の種類の散乱体を含有していてもよい。また、散乱部 21 の散乱体の含有率は、散乱部 21 全体で均一であってもよい。或いは、散乱部 21 の散乱体の含有率は、散乱部 21 全体で不均一であってもよい。散乱部 21 の散乱体の含有率は、例えば、光軸 L その他の方向に沿って所定の勾配を有するように分布してもよいし、或いは、光ファイバ 20 側と、光ファイバ 20 の反対側とで異なってもよい。

[0033] 保護部 22 は、例えば、軸方向に沿った貫通孔を有する略円柱状を呈する光透過性の樹脂又は合成石英ガラス等によって構成される。保護部 22 は、光軸 L（図 5 参照）に沿って、光ファイバ 20 の少なくとも一部と、散乱部 21 の少なくとも一部を保護している。散乱部 21 によって散乱された光は、保護部 22 を透過する。

[0034] ここで、図 5 を用いて、散乱部 21 の寸法について説明する。図 5 は、図 4 の A-A' 線による断面を模式的に示す図である。図 5 において、点線矢印は、光ファイバ 20 の光軸 L を示す。散乱部 21 の光軸 L に平行な方向の寸法を H、散乱部 21 の光軸 L に垂直な方向の寸法を W とする。このとき、図 5 に示すとおり、散乱部 21 の寸法は、H が W よりも長くなるように設定されている。これにより、光軸 L との角度差が小さい光路ほど、散乱部 21 内を進行する距離が概ね長くなり、散乱部 21 が含む散乱体によって光が散乱される確率が高くなる。したがって、光ファイバ 20 から出射される光は、光軸 L の方向以外の方向に広がって進行する。

[0035] (2-3) カメラ 30

図 6 は、カメラ 30 の機能上の構成の一例を示す模式的な図である。

[0036] カメラ 30 は、撮像部の一例であって、散乱部 21 により散乱されて生体を透過した光に少なくとも基づいて生体（生体の一部を含む）を撮像し、画像データを生成する。カメラ 30 は、例えば、撮像素子 31、処理部 32、記憶部 33、及び通信部 34 を備える。カメラ 30 は、例えば、特に赤外線

(I R) の検知能力が高い赤外線センサや赤外線カメラであってもよい。

[0037] 撮像素子 31 は、例えば、CCD (Charge Coupled Devices) や CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等で構成され、処理部 32 の制御によって、不図示のレンズにより集光された光を検知し、当該光を電気信号に変換する。

[0038] 処理部 32 は、例えば、一又は複数個のプロセッサ及びその周辺回路を備えた CPU 等であり、記憶部 33 に記憶されているプログラム等に基づいて当該情報処理装置の全体的な動作を統括的に制御する。処理部 32 は、例えば、撮像素子 31 が生成した電気信号に基づいて画像データを生成する。また、処理部 32 は、通信部 34 を介して、生成した画像データをユーザ端末 40 又はデータベース 50 に送信する。

[0039] 記憶部 33 は、例えば、磁気テープ装置、磁気ディスク装置、又は光ディスク装置のうちの少なくとも一つを備え、処理部での処理に用いられるコンピュータプログラム及びデータ等を記憶する。記憶部 33 は、カメラ 30 が生体を撮像することにより生成された画像データを記憶する画像データ記憶部の一例である。

[0040] 通信部 34 は、カメラ 30 を通信ネットワークに接続するための通信インターフェース回路を備え、当該通信ネットワークとの間で通信を行う。

[0041] なお、カメラ 30 は、処理部 32 が生成した画像データ等を表示するための表示部 (不図示) を備えていてもよい。

[0042] (2-4) ユーザ端末 40

図 6 は、ユーザ端末 40 の機能上の構成の一例を示す模式的な図である。ユーザ端末 40 は、任意の汎用的な情報処理端末であってよく、例えば、通信部 41、記憶部 42、処理部 43、操作部 44、及び表示部 45 等を備える。

[0043] 通信部 41 は、ユーザ端末 40 を通信ネットワークに接続するための通信インターフェース回路を備え、当該通信ネットワークとの間で通信を行う。

- [0044] 記憶部４２は、例えば、磁気テープ装置、磁気ディスク装置、又は光ディスク装置のうちの少なくとも一つを備え、処理部での処理に用いられるコンピュータプログラム及びデータ等を記憶する。記憶部４２は、カメラ３０が生体を撮像することにより生成された画像データを記憶する画像データ記憶部の一例である。
- [0045] 処理部４３は、例えば、一又は複数個のプロセッサ及びその周辺回路を備えたＣＰＵ等であり、記憶部に記憶されているプログラム等に基づいて当該情報処理装置の全体的な動作を統括的に制御する。処理部４３は、例えば、カメラ３０から通信ネットワークを介して受信した画像データを解析して、医療用チューブＴの位置が適切であるか否かを判定してもよい。また、処理部１３は、例えば、カメラ３０から通信ネットワークを介して受信した画像データを、データベース５０に送信してもよい。また、処理部１３は、例えば、ライト１０のスイッチのＯＮ及びＯＦＦを切り替える制御信号をライト１０に送信してもよい。
- [0046] 操作部４４は、例えば、タッチパネルやキーボタン等で構成され、ユーザによる文字、数字、記号等の入力の操作を受け付け、当該操作に対応する信号を処理部に供給する。
- [0047] 表示部４５は、例えば、液晶ディスプレイや有機ＥＬ（Electro-Luminescence）ディスプレイ等で構成され、処理部から供給された表示データに基づいた画像等を表示する。
- [0048] （２－５）データベース５０
- データベース５０は、例えば、病院等の医療機関が管理するデータベースであって、磁気テープ装置、磁気ディスク装置、又は光ディスク装置のうちの少なくとも一つを備える。データベース５０は、例えば、カメラ３０又はユーザ端末４０から画像データを受信し、これを記憶する。すなわち、データベース５０は、カメラ３０が生体を撮像することにより生成された画像データを記憶する画像データ記憶部の一例である。データベース５０は、例えば、医療機関等が利用する管理サーバ等の任意の外部情報処理装置と通信ネ

ットワークを介して接続されていてもよい。当該外部情報処理装置は、データベース50に記憶された画像データを取得し、当該画像データについて種々の目的に応じた処理を行ってもよい。

[0049] (3) 使用方法及び動作

次に、医療用チューブ位置確認システム1の使用方法及び動作を説明する。

[0050] まず、作業者は、患者の鼻腔内等において医療用チューブTの端部を確認し、光ファイバ20を、散乱部21が光学的に接続された出射端部20Eを先にして医療用チューブTの内部へと所定の長さだけ挿入する。

[0051] 次に、ライト10に設けられたスイッチ（不図示）がONすることにより、ライト10が発光する。このとき、例えば、作業者がライト10のスイッチを操作することにより、ライト10を発光させてもよい。或いは、作業者は、ユーザ端末40を操作することにより、ユーザ端末40からライト10へ、ライト10のスイッチをONさせるための制御信号を送信することにより、ライト10を発光させてもよい。

[0052] ライト10が発光すると、ライト10が発した光は光ファイバ20の入射端部20Iに入射する。入射端部20Iに入射した光は、全反射によって光ファイバ20の内部を伝搬し、出射端部20Eに到達する。出射端部20Eに到達した光は、出射端部20Eから出射された後、散乱部21によって散乱され、一部が患者の生体を透過する。

[0053] 作業者は、患者の生体を透過した光の位置を確認し、当該光の位置が胃に対応する位置であるか否かを判断する。当該光の位置が胃に対応する位置であれば、医療用チューブTは適切に胃に到達していると判断することができる。当該光の位置が胃に対応する位置にない場合、或いは、当該光の有無を確認できない場合は、医療用チューブTが胃に到達していないと判断することができる。ここで、光の位置の確認は、作業者による目視による方法、及びカメラ30により生成した画像データを用いる方法のいずれであってもよい。カメラ30により生成した画像データを用いる方法では、例えば、ユー

ザ端末40が、胃及び他の生体部分を透過した光に少なくとも基づいてカメラ30が生成した画像データを、カメラ30から受信する。そして、ユーザ端末40は、当該画像データを解析することにより、当該光の位置が胃に対応する位置であるか否かを判断する。

[0054] (4) その他

一般に、胃の内部から体外へ光が透過するために必要な光の強度は、肺及び気管の内部から体外へ光が透過するために必要な光の強度より小さい。そのため、ライト10等の光源は、胃の内部から体外へ光が透過するために必要な第1強度以上であって、且つ、肺及び気管の内部から体外へ光が透過するために必要な第2強度より小さい強度の光を発するように設定されていてもよい。当該構成により、作業者による光の目視や、画像データの解析において、胃の位置がどこであるかを判断するまでもなく、光が確認できるか否かを判断するだけで、医療用チューブTが適切に胃に到達していると判断することができる。

[0055] [変形例]

図8は、他の散乱部60の構成を説明するための図である。図8は、上述した図5と同様の断面図である。図8に示すとおり、光ファイバ20の出射端部20Eには、接着性樹脂61により散乱部60が結合されている。散乱部60は、頂点60T（凸部）と、側面60Rと、底面60Bとから形成される略円錐形状を呈している。散乱部60の頂点60Tは、光ファイバ20に対向している。散乱部60の側面60Rには、例えば、アルミ蒸着によって鏡面が形成されている。散乱部60の底面60Bは、光ファイバ20の反対側に対向している。

[0056] 図8の実線矢印で示すとおり、光ファイバ20内を伝搬し出射端部20Eから出射された光は、散乱部60の側面60Rに到達すると、側面60Rによって反射される。光軸Lと、散乱部60の側面60Rとの成す角度 θ を調整することにより、反射光の方向を調整することができる。角度 θ の値は特に限定されないが、約45度が好ましい。

- [0057] 上述した散乱部60の形状は一例であって、散乱部60は、光ファイバ20内を伝搬し出射端部20Eから出射された光を反射する反射面が形成されていれば任意の形状を呈していてもよい。散乱部60の底面（光ファイバ20とは反対側に設けられた面）の形状は特に限定されないが、例えば、正円の他、楕円、多角形（各辺の長さが等しくない多角形を含む）、その他任意の形状を含んでもよい。なお、これら例示した形状は、必ずしも幾何学的な定義を満たさない略形状であってもよい。また、散乱部60の底面は、光軸Lに垂直な平面において、光ファイバ20の出射端部20Eの一部のみを覆うような形状であっても良い。これにより、光ファイバ20の出射端部20Eから出射された光の一部は、散乱部60によって反射されることなく、生体に向かって進行していくこととなる。散乱部60の底面の大きさを調整することにより、光の進行方向の分布を調整することが可能となる。
- [0058] 上述のとおり、散乱部60の側面60Rは、図8に示す断面図（光軸Lを通る平面による断面図）において略直線形状を呈し、光軸Lに対して所定の勾配（ θ ）を有するものとした。しかしながら、散乱部60の側面は、当該断面図において直線形状を呈さずに、位置によって光軸Lに対する勾配が変化してもよい。また、散乱部60の側面は、アルミ蒸着以外の方法により鏡面が形成されていてもよい。また、散乱部60の側面は、光を鏡面反射する鏡面である必要はなく、例えば、光を散乱する散乱面であってもよい。
- [0059] 以上説明した実施形態（変形例を含む）によれば、光源から発せられた生体を透過する波長を含む光が、医療用チューブ内に挿入された導光体の内部を導光され、胃内に配置された導光体の出射端部から出射された後、散乱部によって広範に散乱される。そして、出射光が広範に散乱されるため、作業者は胃及び生体を透過した光を生体の外部から容易に確認することが可能となり、医療用チューブの位置の確認が容易となる。
- [0060] 以上説明した実施形態（変形例を含む）は、本発明の理解を容易にするためのものであり、本発明を限定して解釈するためのものではない。実施形態が備える各要素並びにその配置、材料、条件、形状及びサイズ等は、例示し

たものに限定されるわけではなく適宜変更することができる。また、異なる実施形態で示した構成同士を部分的に置換し又は組み合わせることが可能である。

符号の説明

[0061] 1…医療用チューブ位置確認システム、10…ライト、11…発光部、12…駆動回路、13…処理部、14…記憶部、15…通信部、20…光ファイバ、20I…入射端部、20E…出射端部、21…散乱部、22…保護部、30…カメラ、31…撮像素子、32…処理部、33…記憶部、34…通信部、40…ユーザ端末、41…通信部、42…記憶部、43…処理部、44…操作部、45…表示部、60…散乱部、60T…頂点（凸部）、60R…反射面、60B…底面

請求の範囲

- [請求項1] 端部を胃に留置し経管的に栄養を体内に補給するための医療用チューブの位置を確認する医療用チューブ位置確認システムであって、
入射端部から入射する光を導光して出射端部から出射するように構成された導光体であって、前記出射端部が胃の内部に配置されるように医療用チューブ内に挿入可能に構成される導光体と、
生体を透過する波長を含む光を発する光源であって、前記光が前記導光体に入射するように前記導光体の前記入射端部に光学的に接続される光源と、
前記導光体の前記出射端部において前記導光体と光学的に接続され、前記導光体が出射した光を散乱する散乱部と、
を備えることを特徴とする医療用チューブ位置確認システム。
- [請求項2] 前記散乱部は、所定の散乱体を含有する樹脂により構成される、請求項1に記載の医療用チューブ位置確認システム。
- [請求項3] 前記所定の散乱体は波長の短い光ほど光に対する散乱の度合いが大きい、請求項2に記載の医療用チューブ位置確認システム。
- [請求項4] 前記散乱部は、前記導光体の光軸方向に平行な方向の寸法が、前記光軸方向に垂直な方向の寸法よりも長く設定される、請求項1から3のいずれか一項に記載の医療用チューブ位置確認システム。
- [請求項5] 前記散乱部は、前記導光体が出射した光を反射する反射面を有する、請求項1に記載の医療用チューブ位置確認システム。
- [請求項6] 前記反射面は、アルミ蒸着により形成されている、請求項5に記載の医療用チューブ位置確認システム。
- [請求項7] 前記散乱部は、
前記導光体に対向した凸部と、
前記凸部から延伸した前記反射面と、を有する、請求項5又は6に記載の医療用チューブ位置確認システム。
- [請求項8] 前記散乱部は、前記凸部を頂点とし前記反射面を側面とする略円錐

形状を呈する、請求項 7 に記載の医療用チューブ位置確認システム。

[請求項9] 前記光源は、胃の内部から体外へ光が透過するために必要な第 1 強度以上であって、且つ、肺及び気管の内部から体外へ光が透過するために必要な第 2 強度より小さい強度の光を発するように設定されている、請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の医療用チューブ位置確認システム。

[請求項10] 前記導光体の前記出射端部から出射されて生体を透過した光に少なくとも基づいて生体を撮像する撮像部を更に備える、請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の医療用チューブ位置確認システム。

[請求項11] 前記撮像部が生体を撮像することにより生成された画像データを記憶する画像データ記憶部を更に備える、請求項 10 に記載の医療用チューブ位置確認システム。