

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第4010908号
(P4010908)**

(45) 発行日 平成19年11月21日(2007.11.21)

(24) 登録日 平成19年9月14日(2007.9.14)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 O O D

G O 1 N 21/17 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 O O F

G O 1 N 21/17 6 2 O

請求項の数 5 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2002-237085 (P2002-237085)

(22) 出願日 平成14年8月15日(2002.8.15)

(65) 公開番号 特開2004-73433 (P2004-73433A)

(43) 公開日 平成16年3月11日(2004.3.11)

審査請求日 平成17年5月11日(2005.5.11)

(73) 特許権者 000000527

ペンタックス株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(74) 代理人 100078880

弁理士 松岡 修平

(72) 発明者 橋山 俊之

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭

光学工業株式会社内

(72) 発明者 松下 実

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭

光学工業株式会社内

(72) 発明者 杉山 章

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭

光学工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を利用して生体の断層像を生成するための音響情報、及び、光コヒーレンス・トモグラフィを利用して生体の断層像を生成するための光学的情報を収集するために体内に挿入される挿入部可撓管を有する内視鏡であって、

前記音響情報を収集するために生体に向けて超音波を照射するとともに、生体で発生する超音波エコーを受信する複数の超音波送受信部と、

前記光学的情報を収集するために生体に向けて低干渉性光を照射するとともに、前記生体で反射した前記低干渉性光を受光する複数の光出入部と

を前記挿入部可撓管の先端部に備え、

前記複数の超音波送受信部が所定の超音波照射面に沿って前記超音波が照射されるように配列されており、

前記複数の光出入部が前記超音波照射面と少なくとも一部が重なる所定の光照射面に沿って前記低干渉性光が照射されるように配列されている

ことを特徴とする内視鏡。

【請求項2】

前記複数の超音波送受信部および前記複数の光出入部は、前記挿入部可撓管の長手方向軸に実質的に平行に配列されている

ことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

【請求項3】

前記複数の超音波送受信部および前記複数の光出入部は、一列に交互に配置されていることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記複数の超音波送受信部および前記複数の光出入部は、前記挿入部可撓管の先端部の周方向に沿って実質的に環状に配列されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記挿入部可撓管の先端近傍には、前記低干渉性光を伝送する複数の光ファイバが環状に配置されており、

前記光入出部は、前記複数の光ファイバの各々から射出される前記低干渉性光を前記挿入部可撓管の先端部における中心軸を中心とする放射方向に反射させる円錐台形状のミラーを含む

ことを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】

本発明は、超音波を利用して生体の断層像を生成するための音響情報、及び、光コヒーレンス・トモグラフィを利用して生体の断層像を生成するための光学的情報を収集するために体内に挿入される挿入部可撓管を備える内視鏡に関する。

【0002】

【従来の技術】

生体の断層像を得る方法には、超音波を生体に照射し、その結果生体で発生する超音波エコーを検出して、いわゆる超音波断層像を生成するものと、低干渉性光を生体に照射し、その結果生体で反射されるその低干渉性光を検出して断層像（以下、「光断層像」という）を生成する光コヒーレンス・トモグラフィとがある。

【0003】

超音波を利用した場合、生体の表面から深い領域までの断層像を得られるという利点がある一方、得られた断層像の分解能が低いという欠点がある。これに対し、低干渉性光を利用した場合、得られた光断層像の分解能が超音波断層像よりも高い反面、得られる断層像は生体の表面近傍に限られるようになる。

【0004】

特開平 11 - 56752 号公報は、上述した超音波を用いて得られた超音波断層像と低干渉性光を利用して得られた光断層像の双方の利点を生かし、欠点を補うように、生体の超音波断層像を生成する機能と、光断層像を生成する機能とを併せ持つイメージング装置を開示している。

【0005】

上記イメージング装置は、体腔内に挿入される挿入プローブを有し、その挿入プローブの先端部には、超音波パルスを生成する一の超音波振動子と、低干渉性光を伝送する一の光ファイバとが備えられている。挿入プローブの先端部は、超音波振動子が生成する超音波パルス、および、光ファイバから射出された低干渉性光が互いに反対の方向で、かつ、プローブの中心軸に直角な方向に照射されるように構成されている。また、挿入プローブの基端には、挿入プローブをその中心軸回りに回転駆動するためのモータおよびギヤが備えられている。

【0006】

上記イメージング装置では、体腔内に挿入された挿入プローブを上記モータ等を利用して回転させることで、挿入プローブ先端部から照射される超音波および低干渉性光のいわゆるラジアル・スキャンを行い、それにより、体腔の環状の超音波断層像および光断層像を得ている。そして、得られた 2 つの断層像は、超音波断層像の内側に光断層像が連続的に繋げられた一枚の画像に合成された上でモニタに表示されている。

【0007】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

しかし、上記のイメージング装置では、断層像を得るためのラジアル・スキャンを挿入プローブを機械的に回転させることで達成しているために、回転中に挿入プローブの位置がずれる恐れがある。そして、ラジアル・スキャンの間に挿入プローブの位置がずれると、超音波診断像が得られた生体上の位置と光診断像が得られた生体上の位置とがずれ、それら診断像を連続的に合成できなくなるという問題が生じる。

【0008】

本発明は、上記のような問題が生じることのない構成の挿入部可撓管を有する内視鏡を提供することを課題としている。

【0009】

10

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、本発明の一態様に係る内視鏡は、超音波断層像用の音響情報を収集するために生体に向けて超音波を照射するとともに、生体で発生する超音波エコーを受信する超音波送受信部を先端部に複数備えた挿入部可撓管を有する。複数の超音波送受信部は、所定の超音波照射面に沿って超音波が照射されるように配列されている。したがって、超音波送受信部の各々から超音波を照射し、生体から戻ってくる超音波エコーを検出すれば、挿入部可撓管の先端部を動かすことなく超音波照射面に沿った生体の超音波断層像を生成するための音響情報を収集することができる。

【0010】

また、上記内視鏡は、挿入部可撓管に光断層像用の光学的情報を収集するために生体に向けて低干渉性光を照射するとともに、生体で反射した低干渉性光を受光する光出入部を先端部に複数備えている。複数の光出入部は、所定の光照射面に沿って低干渉性光が照射されるように配列されている。したがって、光出入部の各々から低干渉性光を照射し、生体で反射する低干渉性光を検出すれば、挿入部可撓管の先端部を動かすことなく光照射面に沿った光断層像をも得ることができる。

20

【0011】

しかも、複数の光入射部は、光照射面が超音波照射面と少なくとも一部が重なるように配置されているので、前述した超音波断層像と確実に連続している光断層像を得ることができる。

【0012】

30

上記内視鏡は、例えば、複数の超音波送受信部および前記複数の光出入部が挿入部可撓管の先端部の長手方向軸に実質的に平行に配列されているように構成することができる。このように構成した場合、いわゆるコンベックス・スキャン・タイプの内視鏡を提供することができる。

【0013】

上記の場合、複数の超音波送受信部および複数の光出入部を一行に交互に配置すれば、挿入部可撓管の先端部の外径を小さくできる等の利益が得られる。

【0014】

また、内視鏡は、複数の超音波送受信部および複数の光出入部が挿入部可撓管の先端部の周方向に沿って実質的に環状に配列されるように構成することもできる。この場合には、いわゆるラジアル・スキャン・タイプの内視鏡を提供することができる。

40

【0015】

上記の場合、挿入部可撓管の先端部に低干渉性光を伝送する複数の光ファイバを環状に配置し、光入出部がその複数の光ファイバの各々から射出される低干渉性光を挿入部可撓管の先端部における中心軸を中心とする放射方向（ラジアル方向）に反射させる円錐台形状のミラーを含むように内視鏡を構成してもよい。

【0016】**【発明の実施の形態】**

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態に係る内視鏡について説明する。

図1は、本発明の一実施形態に係る内視鏡における挿入部可撓管100の先端近傍を示す

50

斜視図である。挿入部可撓管 100 の先端には、硬質の先端部本体 102 が取り付けられている。先端部本体 102 は、それが挿入された体腔内において、その体腔を囲む生体の超音波断層像を得るための音響情報と、光コヒーレンス・トモグラフィによる光断層像を得るための光学的情報を収集できるように構成されている。

【0017】

より具体的には、先端部本体 102 は、側面 102 a から超音波パルスを生体に向けて照射し、さらに、その超音波パルスが生体で反射して戻ってくる超音波エコーを検出できるように構成されている。また、先端部本体 102 は、同じ側面 102 a から低干渉光を生体に向けて照射し、その結果生体で反射する低干渉光を検出できるように構成されている。図 1 には、このように構成された先端部本体 102 が収集した情報に基づいて得られる超音波断層像、および光断層像のイメージが合わせて示されている。

10

【0018】

超音波パルスおよび低干渉性光は、図中実線で示されている領域 10 に沿って先端部本体 102 から生体へ向けて照射される。本実施形態の場合、領域 10 は、先端部本体 102 の長手方向中心軸 A を含む平面の一部である。これにより、先端部本体 102 は、領域 10 に沿った超音波断層像および光断層像を生成するための音響情報および光学的情報を収集することができる。収集された光学的情報からは、図中点線 12 で示される生体の表面近傍の光断層像を得ることができ、また、音響情報からは、その光学断層像よりも生体の深部に位置する領域 14 の超音波断層像を得ることができる。しかも、得られた光断層像と超音波断層像は、先端部本体 102 の位置や向きにかかわらず、境界線 16 において互いに連続している画像となる。

20

【0019】

図 2 は、図 1 に示した挿入部可撓管 100 の先端近傍を示す平面図である。また、図 3 は、図 1 に示した挿入部可撓管 100 の先端部近傍の一部断面図である。

【0020】

図 3 に見られるように、先端部本体 102 の後側近傍には、斜面 102 b が形成されている。図 2 に示されているように、斜面 102 b には、3 つの開口 150、152、および 154 が形成されている。開口 150 は、鉗子等の処置具を通すための鉗子チャンネルの出口部分である。また、開口 152 および開口 154 は、それぞれ、エアーを送るための送気ノズルの出口部分、および水を送るための送水ノズルの出口部分である。

30

【0021】

斜面 102 b には、さらに対物レンズ 156 が備えられている。対物レンズ 156 は、先端部本体 102 内に取り付けられている不図示の CCD の受光面に被写体像を形成するように斜面 102 b に備えられている。また、斜面 102 b には、不図示の CCD により撮影する被写体にむけて照明光を照射するための配光レンズ 158 が備えられている。

【0022】

先端部本体 102 の先端近傍には湾曲した側面 102 a が形成されている。側面 102 a には、複数の超音波振動子 110 が設置されている。これら超音波振動子 110 は、超音波パルスを生成し、生体に向けて照射するとともに、生体において反射した超音波エコーを検出する。複数の超音波振動子 110 は、図 1 の領域 10 を含む平面に沿って一列に、好ましくは等間隔に配列されている。このように配列することにより、これら複数の超音波振動子 110 は、先端部本体 102 を動かさなくても図 1 の領域 10 に沿って超音波パルスを照射し、その領域 10 に沿った生体の構造に関する情報を含んだ超音波エコーを検出することが可能になる。

40

【0023】

挿入部可撓管 100 の内部には、その基端（不図示）から先端部本体 102 まで複数の光ファイバ 112 が通されている。各光ファイバ 112 は、低干渉性光をその先端面 114 から生体に向けて照射するとともに、生体において反射した低干渉性光を先端面 114 で受光するために挿入部可撓管 100 に備えられている。各光ファイバ 112 の先端面 114 は、先端部本体 102 の側面 102 a において、隣り合う 2 つの超音波振動子 110 の

50

間に位置するように、好ましくは先端面 114 同士が等間隔に並ぶように配列されている。つまり、先端部本体 102 の側面 102a には、前述した領域 10 を含む平面に沿って超音波振動子 110 と光ファイバの先端面 114 とが一行、かつ、交互に並んでいる。

【0024】

上記のように配置された光ファイバ 112 の先端面 114 は、各光ファイバ 112 は、超音波振動子 110 と同じように、低干渉性光を図 1 の領域 10 に沿って照射できる。そして、各光ファイバ 112 は、先端部本体 102 を動かさなくても表面近傍（図 1 の領域 12）における生体の構造を示す情報を含んだ低干渉性光を受光できる。

【0025】

各超音波振動子 110 には、信号線 116 が接続されている。信号線 116 は、挿入部可撓管 100 内を通して挿入部可撓管 100 の基端部（不図示）に取り付けられている内視鏡本体（不図示）まで配線されている。さらに信号線 116 は、内視鏡本体から不図示の画像処理装置に接続されている。同様に、挿入部可撓管 100 内を通して各光ファイバ 112 も、内視鏡本体（不図示）まで伸びており、内視鏡本体から上記の画像処理装置（不図示）に接続されている。

【0026】

不図示の画像処理装置は、各光ファイバ 112 を介して生体に低干渉性光を照射するとともに、各光ファイバ 112 を介して生体で反射した低干渉性光を受光する。さらに、不図示の画像処理装置は、光コヒーレンス・トモグラフィを応用して、受光した低干渉性光から生体の光断層像を生成する。本実施形態の場合、画像処理装置は、特に図 1 の領域 12 に対応する生体の光診断像を生成する。また、不図示の画像処理装置は、超音波振動子 110 が超音波パルスを生体に照射するための駆動信号を信号線 116 に供給するとともに、超音波振動子 110 が検出した超音波エコーに応じて出力する検出信号を信号線 116 を介して受信する。また、画像処理装置は、受信した検出信号に基づいて生体の超音波断層像を生成する。本実施形態の場合、画像処理装置は、特に図 1 の領域 14 に対応する生体の超音波断層像を生成する。

【0027】

なお、このような画像処理装置の構成、機能については、例えば特開平 11-56752 号公報に詳しく説明されているので、本明細書ではその詳細な説明を省略する。

【0028】

以上、本発明の一実施形態に係る内視鏡の挿入部可撓管 100 について説明したが、上記挿入部可撓管 100 は、種々の形態に変形することができる。例えば、図 2 に示した挿入部可撓管 100 では、複数の超音波振動子 110 と複数の光ファイバの先端面 114 が先端部本体 102 に一行に配列されているが、これは、例えば図 4 に示した第 1 変形例のように、2 つの列 120 および 122 を形成するように配列することであってもよい。

【0029】

なお、この場合には、配列方向（中心軸 A に平行な方向）に直交する方向において第 1 の列 120 の超音波振動子（又は光ファイバの先端面）と第 2 の列 122 の超音波振動子（又は光ファイバの先端面）が隣り合うことがなく、むしろ超音波振動子 110 と光ファイバの先端面 114 とが隣り合うように、超音波振動子 110 と光ファイバ先端面 114 とを配列することが望ましい。このように配置すれば、例えば、第 1 の列において一つの光ファイバ 122a を挟んで隣り合う 2 つの超音波振動子 110a および 110b で検出されたデータを第 2 の列 122 において光ファイバ 122a に対応する位置に配置されている超音波振動子 110c で検出されたデータで補完しながら超音波断層像を生成することができるようになる。

【0030】

また、超音波振動子 110 および光ファイバの先端面 114 は、図 5 に例示する第 2 変形例のように、互いに隣接する 2 つの列 130、132 をそれぞれ別個独立に形成するように配列することとしてもよい。この場合には、図 6 に示すように光ファイバ 112 から照射された低干渉性光 134 が、その光ファイバ 112 に隣接する超音波振動子 110 から

10

20

30

40

50

射出された超音波音場 1 3 6 内を通るように、より好ましくは、超音波音場 1 3 6 内のフォーカス点 1 3 8 を通るように先端面 1 1 4 の向きを調整して各光ファイバ 1 1 2 を先端部本体 1 0 2 に備えることが好ましい。

【0031】

図 7 は、図 1 に示した内視鏡の挿入部可撓管の第 3 変形例である挿入部可撓管 2 0 0 を示す図であり、中心軸 A に沿った挿入部可撓管 2 0 0 の先端部近傍の一部断面図を示している。また、図 8 は、図 7 の I I - I I 線に沿った挿入部可撓管 2 0 0 の断面図を示している。

【0032】

本変形例の挿入部可撓管 2 0 0 は、複数の超音波振動子 1 1 0 と複数の光ファイバの先端面 1 1 4 が挿入部可撓管 2 0 0 の先端に取り付けられた先端部本体 2 0 2 の周面に沿って環状に配列されている点で図 1 の挿入部可撓管 1 0 0 と相違する。このように超音波振動子 1 1 0 および光ファイバの先端面 1 1 4 を環状に配置することにより、挿入部可撓管 2 0 0 は、超音波パルスおよび低干渉光を中心軸 A を中心とした放射方向へ照射し、いわゆるラジアル・スキャンを行うことができる。したがって、挿入部可撓管 2 0 0 を大腸等の体腔内へ挿入すれば、その体腔の環状の超音波断層像および光断層像を先端部本体 2 0 2 を回転等させることなく得ることができる。

【0033】

なお、図 7 および図 8 では、光ファイバの先端面 1 1 4 と超音波振動子 1 1 0 がそれぞれ異なる円周に沿って配置されている構造が示されているが、光ファイバの先端面 1 1 4 と超音波振動子 1 1 0 とは、同一の円周に沿って交互に位置するように先端部本体 2 0 2 に配置されてもよい。

【0034】

図 9 は、図 7 に示した挿入部可撓管 2 0 0 のさらなる変形例である挿入部可撓管 3 0 0 の先端近傍を示す図であり、中心軸 A に沿った挿入部可撓管 3 0 0 の先端近傍の断面を示している。また、図 1 0 は、図 9 の I I I - I I I 線に沿った挿入部可撓管 3 0 0 の断面図を示している。

【0035】

本変形例の挿入部可撓管 3 0 0 は、その先端に取り付けられた先端部本体 3 0 2 に円錐台形のミラー 3 0 4 を備えている点で図 7 に示した挿入部可撓管 2 0 0 と相違している。ミラー 3 0 4 では、側面 3 0 6 が光ファイバ 1 1 2 が伝送する低干渉性光を反射できる反射面となっている。

【0036】

図 7 に示した挿入部可撓管 2 0 0 では、挿入部可撓管内を通された各光ファイバ 1 1 2 の先端部を挿入部可撓管の外周面へ向けて曲げ、各光ファイバの先端面 1 1 4 をその外周面から外へ向くように設置している。これに対し、本変形例の挿入部可撓管 3 0 0 では、各光ファイバ 1 1 2 は、先端部を曲げる必要がなく、実質的にまっすぐのままミラーの反射面 3 0 6 に向けて低干渉性光を射出するように挿入部可撓管 3 0 0 内に配置されている。射出された低干渉性光は、ミラーの反射面 3 0 6 において先端部本体 3 0 2 の中心軸 A を中心とする放射方向に反射され、さらに、プローブ 3 0 0 に備えられている光学ガラス等の光透過部（不図示）を介してプローブ 3 0 0 の外へ照射される。これにより、低干渉性光の実質的なラジアル・スキャンを行うことが可能になる。

【0037】

上記のように円錐台形状をしたミラー 3 0 4 を用いて低干渉性光の照射方向を調整する本変形例では、複数の光ファイバ 1 1 2 の各先端部に曲げ加工を施す必要がなくなるので、挿入部可撓管をより容易に製造できるようになる。

【0038】

【発明の効果】

本発明によれば、体内に挿入された挿入部可撓管可撓管の先端近傍において、互いに連続する超音波断層像と光断層像を生成するための音響情報および光学的情報を確実に収集で

10

20

30

40

50

きる内視鏡を提供できるようになる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の一実施形態に係る内視鏡における挿入部可撓管の先端近傍の外観を示す斜視図である。

【図 2】 図 1 に示した挿入部可撓管の先端近傍を示す平面図である。

【図 3】 図 2 に示した挿入部可撓管の先端近傍の一部断面図である。

【図 4】 図 1 に示した挿入部可撓管の第 1 変形例を示す図である。

【図 5】 図 1 に示した挿入部可撓管の第 2 変形例を示す図である。

【図 6】 図 5 に示した挿入部可撓管における光ファイバの先端面の向きを説明する図である。

10

【図 7】 図 1 に示した挿入部可撓管の第 3 変形例を示す図である。

【図 8】 図 7 の I I - I I 線に沿った挿入部可撓管の断面図である。

【図 9】 図 7 に示した挿入部可撓管のさらなる変形例を示す図である

【図 10】 図 9 の I I I - I I I 線に沿った挿入部可撓管の断面図を示している。

【符号の説明】

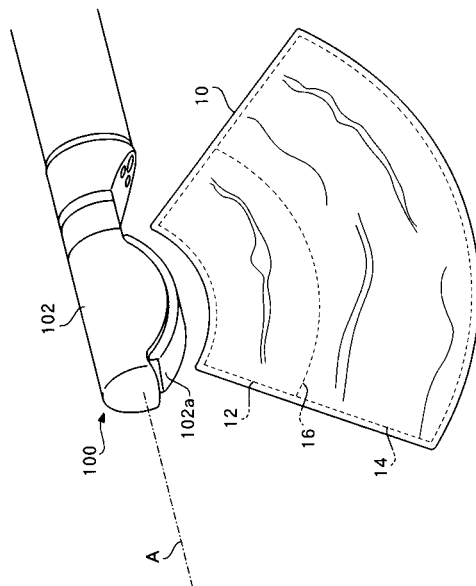
100、200、300 挿入部可撓管

110 超音波振動子

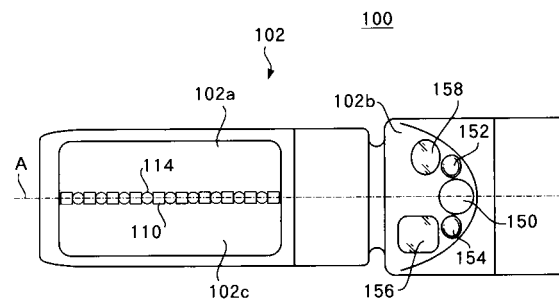
112 光ファイバ

304 円錐台形ミラー

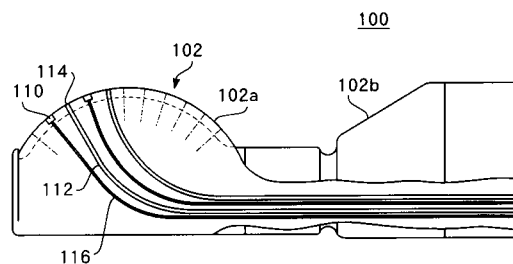
【図 1】



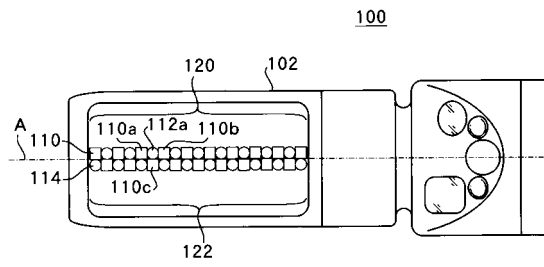
【図 2】



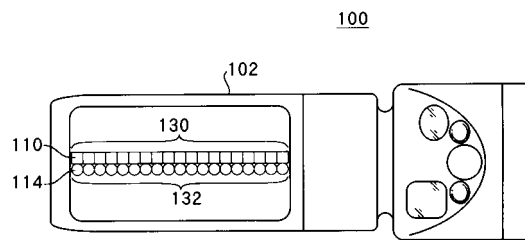
【図 3】



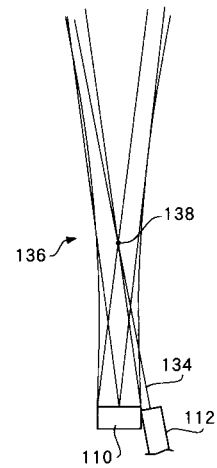
【 図 4 】



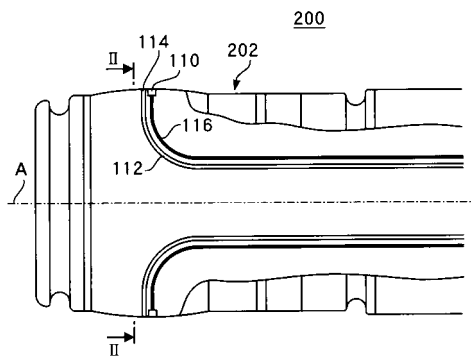
【 図 5 】



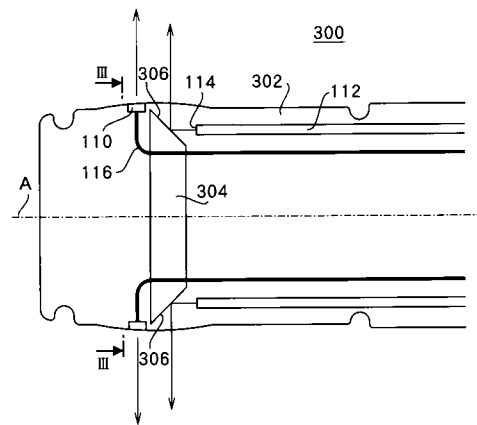
【 図 6 】



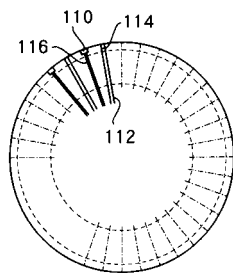
【 図 7 】



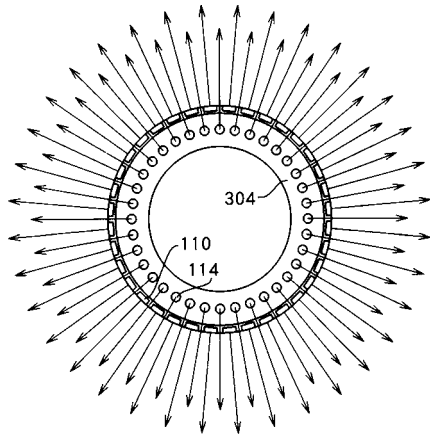
【 図 9 】



【 図 8 】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 齊田 信行

東京都板橋区前野町2丁目3番9号 旭光学工業株式会社内

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開平11-056752(JP,A)

特開平04-135550(JP,A)

特開2002-221486(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/12

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP4010908B2	公开(公告)日	2007-11-21
申请号	JP2002237085	申请日	2002-08-15
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	橋山俊之 松下実 杉山章 齊田信行		
发明人	橋山 俊之 松下 実 杉山 章 齊田 信行		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 G01N21/17		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.D A61B1/00.300.F G01N21/17.620 A61B1/00.526 A61B1/00.530 A61B1/00.550		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/BB14 2G059/CC16 2G059/EE02 2G059/FF01 2G059/GG10 2G059/JJ11 2G059/JJ14 2G059/JJ17 2G059/KK04 4C061/BB08 4C061/DD03 4C061/FF46 4C061/HH51 4C161/BB08 4C161/DD03 4C161/FF46 4C161/HH51 4C301/AA02 4C301/BB03 4C301/BB24 4C301/CC01 4C301/EE11 4C301/FF05 4C301/FF30 4C301/GA03 4C301/GB06 4C301/GB08 4C301/GB40 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB08 4C601/BB24 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/FF20 4C601/GA01 4C601/GA03 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB05 4C601/GB50		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2004073433A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够可靠地收集声学信息和光学信息的内窥镜，用于在插入部分中的柔性管的顶端处产生相互连续的超声波断层图像和光学断层图像。ŽSOLUTION：内窥镜插入部分中的柔性管（100）设置有多個超声波交换部分（110），用于向生物体发射超声波以收集超声波断层图像的声学信息，并且还接收超声波。在生物体内产生的超声回波。超声波交换部分布置成沿着规定的超声波照射表面发射超声波。柔性管（100）还设置有多個光发射/接收部分（114），用于向生物体发射低干涉光线并接收在生物体上反射的低干涉光，以收集关于生物体的光学信息。光学断层图像。光发射/接收部分被布置成沿着规定的光照射表面发射低干涉光线，该光照射表面至少部分地叠加在超声波照射表面上。Ž

