

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6197145号
(P6197145)

(45) 発行日 平成29年9月13日 (2017.9.13)

(24) 登録日 平成29年8月25日 (2017.8.25)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 6 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2017-513575 (P2017-513575)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成28年3月31日 (2016.3.31)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2016/060836		東京都八王子市石川町2951番地
(87) 国際公開番号	W02016/208250	(74) 代理人	110002147
(87) 国際公開日	平成28年12月29日 (2016.12.29)		特許業務法人酒井国際特許事務所
審査請求日	平成29年3月8日 (2017.3.8)	(72) 発明者	北原 俊弘
(31) 優先権主張番号	特願2015-126052 (P2015-126052)		東京都八王子市石川町2951番地 オリ
(32) 優先日	平成27年6月23日 (2015.6.23)		ンパス株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

早期審査対象出願

審査官 永田 浩司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

長手軸に沿って延設された挿入部を備えた超音波内視鏡であって、
前記挿入部の前記長手軸を含む面に対して平行な面上に超音波を送受信する超音波振動子を有し、前記挿入部の先端に設けられる超音波機能部と、
撮像光学系を少なくとも有する内視鏡機能部と、
前記超音波機能部および前記内視鏡機能部を連結するとともに、バルーンに係止可能な溝形状をなすバルーン係止部と、
を備え、

前記挿入部の長手軸の方向において、前記超音波振動子の前記内視鏡機能部側の第1の端部を通過し、該挿入部の長手軸と直交する第1の平面が、前記バルーン係止部の前記超音波機能部側の第2の端部を通過し、該挿入部の前記長手軸と直交する第2の平面よりも基端側に位置することを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 2】

前記長手軸の方向における前記超音波機能部の前記長手軸の先端から前記第2の端部までの第1の距離は、前記長手軸の方向における前記超音波機能部の両端部間の第2の距離より小さい

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 3】

前記超音波機能部の前記長手軸の先端側の第3の端部から前記第2の端部までの距離で

10

20

あって、前記長手軸の方向の距離を m_1 、前記第1および第3の端部間の距離を m_2 、前記第1および第3の端部間の前記長手軸の方向の距離を m_3 、前記第3の端部から前記超音波振動子の端部までの距離であって、前記長手軸と直交する方向の最大の距離を m_4 、前記超音波振動子の曲面の曲率半径を R 、前記第2および第3の端部と前記超音波振動子の曲面の曲率中心とがなす角度を θ_1 、前記長手軸と平行な直線と、前記第2および第3の端部を通過する直線とがなす角度を θ_2 としたとき、下式(1)～(4)の関係を満たすことを特徴とする請求項1に記載の超音波内視鏡。

$$m_2 = 2 \times R \sin(\theta_1 / 2) \quad \dots (1)$$

$$m_3 = m_2 \cos \theta_2 \quad \dots (2)$$

$$m_1 < m_3 \quad \dots (3)$$

$$D_2 < m_4 < D_1 \quad \dots (4)$$

10

【請求項4】

長手軸に沿って延設された挿入部を備えた超音波内視鏡であって、

前記挿入部の前記長手軸を含む面に対して平行な面上に超音波を送受信する超音波振動子を有し、前記挿入部の先端に設けられる超音波機能部と、

撮像光学系を少なくとも有し、前記超音波機能部に接続する内視鏡機能部と、

を備え、

前記超音波機能部が前記内視鏡機能部に接続した状態において、前記挿入部の長手軸の方向における端部であって、前記超音波振動子の前記内視鏡機能部側の端部を通過し、該挿入部の長手軸と直交する第1の平面が、前記長手軸の方向における端部であって、前記超音波機能部に当接する前記内視鏡機能部の端部を通過し、該挿入部の前記長手軸と直交する第2の平面よりも基端側に位置することを特徴とする超音波内視鏡。

20

【請求項5】

前記超音波機能部は、前記内視鏡機能部に対して着脱自在であることを特徴とする請求項4に記載の超音波内視鏡。

【請求項6】

前記超音波機能部が、前記内視鏡機能部に対して前記長手軸と平行な軸のまわりに回転することを抑制する回転抑制手段をさらに備えたことを特徴とする請求項4に記載の超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を観測対象へ出射するとともに、観測対象で反射された超音波エコーを受信してエコー信号に変換して出力する超音波振動子を備えた超音波内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

観測対象である生体組織または材料の特性を観測するために、超音波を適用することがある。具体的には、超音波観測装置が、超音波を送受信する超音波振動子から受信した超音波エコーに対して所定の信号処理を施すことにより、観測対象の特性に関する情報を取得することができる。

40

【0003】

超音波振動子は、電気的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して観測対象へ照射するとともに、観測対象で反射された超音波エコーを電気的なエコー信号に変換して出力する複数の圧電素子を備える。例えば、複数の圧電素子を所定の方向に沿って並べて、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりすることで、観測対象から超音波エコーを取得する。

【0004】

超音波振動子は、コンベックス型、リニア型、ラジアル型等、超音波ビームの送受信方向が異なる複数のタイプが知られている。このうち、コンベックス型の超音波振動子は、複数の圧電素子が曲面に沿って配列され、各々が超音波ビームを曲面の径方向に出射する

50

(例えば、特許文献1を参照)。特許文献1では、コンベックス型の超音波振動子を超音波内視鏡の挿入部の先端に設けた構成が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2004-254942号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献1が開示する超音波内視鏡では、コンベックス型の超音波振動子の曲面(複数の圧電素子の先端を通過する曲面)の曲率半径を大きくすると、挿入部の長手軸方向に対する超音波振動子の延出長が長くなってしまうという問題があった。

【0007】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、大型化せずに、超音波振動子の曲率半径を大きくすることができる超音波内視鏡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】

【0008】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部を備えた超音波内視鏡であって、前記挿入部の長手軸を含み、かつ該長手軸に平行な面上で超音波を送受信する超音波振動子を有し、前記挿入部の先端に設けられる超音波機能部と、バルーンに係止可能な溝形状をなすバルーン係止部、および撮像光学系を少なくとも有し、前記超音波機能部を着脱自在な内視鏡機能部と、を備え、前記挿入部の長手軸の方向において、前記超音波振動子の前記内視鏡機能部側の端部を通過し、該挿入部の長手軸と直交する第1の平面が、前記超音波機能部と前記内視鏡機能部との境界をなす前記内視鏡機能部の端部であって、前記内視鏡機能部の前記超音波機能部側の端部を通過する第2の平面よりも基端側に位置することを特徴とする。

【0009】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記超音波機能部は、前記内視鏡機能部に対して着脱自在であることを特徴とする。

【0010】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記超音波機能部が、前記内視鏡機能部に対して前記長手軸と平行な軸のまわりに回転することを抑制する回転抑制手段をさらに備えたことを特徴とする。

【0011】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部を備えた超音波内視鏡であって、前記挿入部の長手軸を含み、かつ該長手軸に平行な面上で超音波を送受信する超音波振動子を有し、前記挿入部の先端に設けられる超音波機能部と、撮像光学系を少なくとも有する内視鏡機能部と、前記超音波機能部および前記内視鏡機能部を連結するとともに、バルーンに係止可能な溝形状をなすバルーン係止部と、を備え、前記挿入部の長手軸の方向において、前記超音波振動子の前記内視鏡機能部側の第1の端部を通過し、該挿入部の長手軸と直交する第1の平面が、前記バルーン係止部の前記超音波機能部側の第2の端部を通過する第2の平面よりも基端側に位置することを特徴とする。

【0012】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記長手軸の方向における前記超音波機能部の前記長手軸の先端から前記第2の端部までの第1の距離は、前記長手軸の方向における前記超音波機能部の両端部間の第2の距離より小さいことを特徴とする。

【0013】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記超音波機能部の前記長手軸の先端側の第3の端部から前記第2の端部までの距離であって、前記長手軸の方向の距離を m_1 、前記第1および第3の端部間の距離を m_2 、前記第1および第3の端部間の前記

10

20

30

40

50

長手軸の方向の距離を m_3 、前記第3の端部から前記超音波振動子の端部までの距離であって、前記長手軸と直交する方向の最大の距離を m_4 、前記超音波振動子の曲面の曲率半径を R 、前記第2および第3の端部と前記超音波振動子の曲面の曲率中心とがなす角度を θ_1 、前記長手軸と平行な直線と、前記第2および第3の端部を通過する直線とがなす角度を θ_2 としたとき、下式(1)～(4)の関係を満たすことを特徴とする。

$$m_2 = 2 \times R \sin(\theta_1 / 2) \quad \dots (1)$$

$$m_3 = m_2 \cos \theta_2 \quad \dots (2)$$

$$m_1 < m_3 \quad \dots (3)$$

$$D_2 < m_4 < D_1 \quad \dots (4)$$

【発明の効果】

10

【0014】

本発明によれば、大型化せずに、超音波振動子の曲率半径を大きくすることができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムを模式的に示す図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態1に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。

20

【図4】図4は、本発明の実施の形態1に係る超音波機能部の構成を模式的に示す部分断面図である。

【図5】図5は、本発明の実施の形態1に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。

【図6】図6は、本発明の実施の形態1に係る超音波内視鏡の挿入部を先端側からみた構成を模式的に示す平面図である。

【図7】図7は、本発明の実施の形態1に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。

【図8】図8は、本発明の実施の形態1の変形例に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。

30

【図9】図9は、本発明の実施の形態2に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。

【図10】図10は、本発明の実施の形態2に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。

【図11】図11は、本発明の実施の形態2に係る超音波機能部の構成を模式的に示す部分断面図である。

【図12】図12は、本発明の実施の形態2に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す側面図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

40

以下に、図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、実施の形態）について説明する。なお、以下に説明する実施の形態によって本発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付している。

【0017】

（実施の形態1）

図1は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムを模式的に示す図である。内視鏡システム1は、超音波内視鏡を用いて人等の被検体内の超音波診断を行うシステムである。この内視鏡システム1は、図1に示すように、超音波内視鏡2と、超音波観測装置3と、内視鏡観察装置4と、表示装置5と、光源装置6とを備える。

【0018】

50

超音波内視鏡 2 は、その先端部に、超音波観測装置 3 から受信した電氣的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電氣的なエコー信号に変換して出力する。

【0019】

超音波内視鏡 2 は、通常は撮像光学系および撮像素子を有しており、被検体の消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）、または呼吸器（気管・気管支）へ挿入され、消化管や、呼吸器の撮像を行うことが可能である。また、その周囲臓器（脾臓、胆嚢、胆管、胆道、リンパ節、縦隔臓器、血管等）を、超音波を用いて撮像することが可能である。また、超音波内視鏡 2 は、光学撮像時に被検体へ照射する照明光を導くライトガイドを有する。このライトガイドは、先端部が超音波内視鏡 2 の被検体への挿入部の先端まで達している一方、基端部が照明光を発生する光源装置 6 に接続されている。

10

【0020】

超音波内視鏡 2 は、図 1 に示すように、挿入部 21 と、操作部 22 と、ユニバーサルコード 23 と、コネクタ 24 とを備える。挿入部 21 は、被検体内に挿入される部分である。この挿入部 21 は、図 1 に示すように、先端側に設けられ、超音波振動子 7 を保持する硬性の先端部 211 と、先端部 211 の基端側に連結され湾曲可能とする湾曲部 212 と、湾曲部 212 の基端側に連結され可撓性を有する可撓管部 213 とを備える。ここで、挿入部 21 の内部には、具体的な図示は省略したが、光源装置 6 から供給された照明光を送送するライトガイド、各種信号を送送する複数の信号ケーブルが引き回されているとともに、処置具を挿通するための処置具用挿通路が形成されている。なお、本明細書では、挿入部 21 の超音波振動子 7 側を先端（挿入部 21 の長手軸 N（図 4 参照）方向の一端ともいう）、操作部 22 に連なる側を基端（挿入部 21 の長手軸 N 方向の他端ともいう）という。

20

【0021】

超音波振動子 7 は、コンパックス振動子およびリニア振動子のいずれでも構わない。本実施の形態 1 では、超音波内視鏡 2 が、超音波振動子 7 として複数の圧電素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる圧電素子を電子的に切り替えたり、各圧電素子の送受信に遅延をかけたりすることで、電子的に走査させるものとして説明するが、超音波振動子 7 を機械的に走査させるものであってもよい。超音波振動子 7 の構成については、後述する。

【0022】

図 2 は、本実施の形態 1 に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。図 3 は、本実施の形態 1 に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図であって、図 2 とは反対方向からみた挿入部の先端構成の斜視図である。図 2 に示すように、先端部 211 は、超音波振動子 7 を保持する超音波機能部 214 と、外部からの光を取り込む対物レンズなどを含む撮像光学系に光を入射する観察窓 215a、および、照明光を集光して外部に出射する照明光学系の一部である照明窓 215b を有する内視鏡機能部 215 と、を備える。内視鏡機能部 215 には、挿入部 21 内に形成された処置具用挿通路に連通し、挿入部 21 の先端から処置具を突出させる処置具突出口 215c が形成されている。内視鏡機能部 215 は、一端で超音波機能部 214 と着脱自在に接続するとともに、他端で湾曲部 212 に接続している。処置具用挿通路は、処置具突出口 215c に連なる端部近傍が、挿入部 21 の長手軸 N に対して傾斜し、処置具が処置具突出口 215c から長手軸 N に対して傾斜した方向に突出するように設けられている。ここでいう長手軸 N とは、挿入部 21 の長手方向に沿った軸である。湾曲部 212 や可撓管部 213 では各位置によって軸方向が変化するが、硬性の先端部 211 では、長手軸 N は、一定した直線をなす軸である。

30

40

【0023】

操作部 22 は、挿入部 21 の基端側に連結され、医師等からの各種操作を受け付ける部分である。この操作部 22 は、図 1 に示すように、湾曲部 212 を湾曲操作するための湾曲ノブ 221 と、各種操作を行うための複数の操作部材 222 とを備える。また、操作部 22 には、処置具用挿通路に連通し、当該処置具用挿通路に処置具を挿通するための処置

50

具挿入口 2 2 3 が形成されている。

【0024】

ユニバーサルコード 2 3 は、操作部 2 2 から延在し、各種信号を伝送する複数の信号ケーブル、および光源装置 6 から供給された照明光を伝送する光ファイバ等が配設されたケーブルである。

【0025】

コネクタ 2 4 は、ユニバーサルコード 2 3 の先端に設けられている。そして、コネクタ 2 4 は、超音波ケーブル 3 1、ビデオケーブル 4 1、および光ファイバケーブル 6 1 がそれぞれ接続される第 1～第 3 コネクタ部 2 4 1～2 4 3 を備える。

【0026】

超音波観測装置 3 は、超音波ケーブル 3 1（図 1）を介して超音波内視鏡 2 に電氣的に接続し、超音波ケーブル 3 1 を介して超音波内視鏡 2 にパルス信号を出力するとともに超音波内視鏡 2 からエコー信号を入力する。そして、超音波観測装置 3 は、当該エコー信号に所定の処理を施して超音波画像を生成する。

【0027】

内視鏡観察装置 4 は、ビデオケーブル 4 1（図 1）を介して超音波内視鏡 2 に電氣的に接続し、ビデオケーブル 4 1 を介して超音波内視鏡 2 から画像信号を入力する。そして、内視鏡観察装置 4 は、当該画像信号に所定の処理を施して内視鏡画像を生成する。

【0028】

表示装置 5 は、液晶または有機 EL（Electro Luminescence）、プロジェクタ、CRT（Cathode Ray Tube）などを用いて構成され、超音波観測装置 3 にて生成された超音波画像や、内視鏡観察装置 4 にて生成された内視鏡画像等を表示する。

【0029】

光源装置 6 は、光ファイバケーブル 6 1（図 1）を介して超音波内視鏡 2 に接続し、光ファイバケーブル 6 1 を介して被検体内を照明する照明光を超音波内視鏡 2 に供給する。

【0030】

続いて、挿入部 2 1 の先端に設けられた超音波振動子 7 の構成を図 2～4 を参照して説明する。図 4 は、本実施の形態 1 に係る超音波機能部の構成を模式的に示す部分断面図であって、挿入部 2 1 の長手軸を通過する平面を切断面とする部分断面図である。本実施の形態 1 では、超音波振動子 7 が、図 2 に示すようなコンベックス型の超音波振動子であって、複数の圧電素子が一列に配列された圧電素子群 7 1 を有する一次元アレイ（1D アレイ）であるものとして説明する。換言すれば、本実施の形態 1 に係る超音波振動子 7 では、複数の圧電素子 7 1 が、当該超音波振動子 7 の曲面をなす外表面に沿って配置され、長手軸 N を含み、かつ該長手軸 N と平行な面上で超音波を送受信する。

【0031】

超音波振動子 7 は、角柱状をなし、長手方向を揃えて並べられてなる複数の圧電素子からなる圧電素子群 7 1 と、圧電素子群 7 1 に対し、当該超音波振動子 7 の外表面側にそれぞれ設けられる音響整合層 7 2 と、音響整合層 7 2 の圧電素子群 7 1 と接する側と反対側に設けられる音響レンズ 7 3 と、圧電素子群 7 1 の各圧電素子、および挿入部 2 1 を挿通するケーブルを電氣的に接続する中継基板 7 4 と、圧電素子群 7 1 の音響整合層 7 2 と接する側と反対側に設けられるパッキング材（図示せず）とを有する（図 4 を参照）。パッキング材は、音響整合層 7 2 と、カップ状をなして中継基板 7 4 を収容する壁部との間に形成される中空空間に充填される。中継基板 7 4 には、挿入部 2 1 を挿通するケーブル 7 4 a が接続される。

【0032】

圧電素子は、電氣的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電氣的なエコー信号に変換して出力する。

【0033】

音響整合層 7 2 は、圧電素子群 7 1 と観測対象との間で音（超音波）を効率よく透過さ

10

20

30

40

50

せるために、圧電素子と観測対象との音響インピーダンスをマッチングさせる。音響整合層 7 2 は、互いに異なる材料からなる複数の層をなしてもよいし、圧電素子と観測対象との特性により一層としてもよい。

【0034】

音響レンズ 7 3 は、音響整合層 7 2 および壁部の外表面を被覆する。音響レンズ 7 3 は、超音波振動子 7 の外表面の一部をなしている。音響レンズ 7 3 は、シリコン、ポリメチルペンテンや、エポキシ樹脂、ポリエーテルイミドなどを用いて形成され、一方の面が凸状または凹状をなして超音波を絞る機能を有し、音響整合層 7 2 を通過した超音波を外部に射出する、または外部からの超音波エコーを取り込む。音響レンズ 7 3 については、任意に設けることができ、当該音響レンズ 7 3 を有しない構成であってもよい。

10

【0035】

バッキング材は、圧電素子の動作によって生じる不要な超音波振動を減衰させる。バッキング材は、減衰率の大きい材料、例えば、アルミナやジルコニア等のフィラーを分散させたエポキシ樹脂や、上述したフィラーを分散したゴムを用いて形成される。

【0036】

超音波機能部 2 1 4 は、上述したように、内視鏡機能部 2 1 5 と着脱自在に接続している。具体的には、超音波機能部 2 1 4 は、超音波振動子 7 を保持する本体部 2 1 4 a と、本体部 2 1 4 a から突出し、内視鏡機能部 2 1 5 と接続する突出部 2 1 4 b とを有する。これに対し、内視鏡機能部 2 1 5 は、湾曲部 2 1 2 と接続する側と反対側の端部に設けられ、超音波機能部 2 1 4 と接続する穴である穴部 2 1 5 d と、バルーン（図示せず）が係止可能な溝形状をなすバルーン係止部 2 1 5 e とを有する。超音波機能部 2 1 4 と内視鏡機能部 2 1 5 とは、突出部 2 1 4 b が穴部 2 1 5 d に嵌合することで接続する。この際、接着剤やネジ止めなどの公知の方法で両者を固定してもよい。

20

【0037】

以上の構成を有する超音波振動子 7 は、パルス信号の入力によって各圧電素子が振動することで、音響整合層 7 2 および音響レンズ 7 3 を介して観測対象に超音波を照射する。この際、圧電素子において、音響整合層 7 2 および音響レンズ 7 3 の配設側と反対側は、バッキング材により、圧電素子の振動が減衰され、圧電素子の振動が伝わらなくなっている。また、観測対象から反射された超音波は、音響整合層 7 2 および音響レンズ 7 3 を介して各圧電素子に伝えられる。伝達された超音波により圧電素子が振動し、圧電素子が該振動を電気的なエコー信号に変換して、エコー信号として図示しない配線を介して超音波観測装置 3 に出力する。

30

【0038】

続いて、超音波機能部 2 1 4 における超音波振動子 7 の配置について、図 4 を参照して説明する。図 4 に示すように、挿入部 2 1 の長手軸 N 方向において、超音波振動子 7 の内視鏡機能部 2 1 5 側の端部を通過し、該挿入部 2 1 の長手軸 N と直交する平面 P_1 （第 1 の平面）は、超音波機能部 2 1 4 と内視鏡機能部 2 1 5 との境界をなす内視鏡機能部 2 1 5 の端部であって、穴部 2 1 5 d の超音波機能部 2 1 4 側の端部を通過する平面 P_2 （第 2 の平面）よりも基端側に位置する。

【0039】

例えば、圧電素子の大きさおよび数を変えずに、超音波振動子 7 の曲面（複数の圧電素子の先端を通過する曲面）の曲率半径を大きくした場合に、超音波振動子 7 が大型化したとしても、超音波振動子 7 の先端側の端部を長くするのではなく、超音波振動子 7 の基端側の端部を、挿入部 2 1 の長手軸 N 方向の基端側に延ばして、平面 P_1 と平面 P_2 との位置関係を満たすようにすれば、超音波振動子 7 が大型化したとしても、挿入部 2 1 の長手軸方向の延出長を長くすることなく、挿入部 2 1 を構成することができる。

40

【0040】

図 5 は、本実施の形態 1 に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。図 5 に示すように、超音波振動子 7 の外表面は、処置具突出部 2 1 5 c から突出する処置具の延出方向に延びる軸 L_1 と干渉しない。このため、超音波振動子 7 が、上述

50

した平面 P_1 と平面 P_2 との位置関係を満たしても、処置具突出部 215c から突出する処置具の動作を妨げることはない。

【0041】

図6は、本実施の形態1に係る超音波内視鏡の挿入部を先端側からみた構成を模式的に示す平面図である。図6に示すように、挿入部21の長手軸方向と直交する方向における超音波振動子7の中心を通過し、挿入部21の長手軸方向と平行な軸 L_2 は、観察窓215aの中心を通過し、挿入部21の長手軸方向と平行な軸 L_3 に対してオフセットしている。このため、例えば、音響レンズ73の外表面が、挿入部21の長手軸方向と直交する方向に沿って凸状をなす場合であっても、超音波振動子7が観察窓215aに入射する光を妨げることはない。

10

【0042】

図7は、本実施の形態1に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。図7に示すように、超音波振動子7の外表面は、観察窓215aに入射する光の光軸 L_4 （撮像光学系の撮像光軸）および照明光学系の一部である照明窓215bが射出する照明光の光軸 L_5 と干渉しない。このため、超音波振動子7が、上述した平面 P_1 と平面 P_2 との位置関係を満たしても、撮像光学系に入射する観察光や照明窓215bから射出される照明光を妨げることはない。

【0043】

以上説明した本実施の形態1によれば、挿入部21の長手軸方向において、超音波振動子7の内視鏡機能部215側の端部を通過し、該挿入部21の長手軸と直交する平面 P_1 が、超音波機能部214と内視鏡機能部215との境界をなす内視鏡機能部215の端部であって、穴部215dの超音波機能部214側の端部を通過する平面 P_2 よりも基端側に位置するようにしたので、超音波振動子7の延出長を長くすることなく、大型化せずに、超音波振動子7の曲率半径を大きくすることができる。

20

【0044】

なお、上述した実施の形態1では、1Dアレイを例に説明したが、超音波振動子の走査方向（1Dアレイにおける圧電素子の配列方向）と略直交する方向（エレベーション方向）に複数の圧電素子（発振部）が配列される1.25Dアレイや1.5Dアレイ、1.75Dアレイなどであっても適用できる。なお、本実施の形態1では、エレベーション方向において分割され、かつ走査方向について一つの超音波画像を取得するような1.25D、1.5Dおよび1.75Dを、一次元的に複数の圧電素子が配列されているものとして含む。

30

【0045】

また、上述した実施の形態1では、超音波機能部214と内視鏡機能部215とが別体であるものとして説明したが、上述した平面 P_1 と平面 P_2 との位置関係を満たしていれば、一体的に設けられるものであってもよい。

【0046】

（実施の形態1の変形例）

図8は、本実施の形態1の変形例に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。本変形例では、上述した実施の形態1にかかる本体部214aに凸部214cを設け、穴部215dの外周面に凹部215fを設けた。

40

【0047】

具体的には、凸部214cは、本体部214aの内視鏡機能部215と接続する側の端部に設けられている。また、凹部215fは、穴部215dの外周面であって、超音波機能部214と接する面に、凸部214cの形成位置に応じて設けられている。凸部214cは、凹部215fに対して嵌合可能であり、少なくとも挿入部21の長手軸まわりに回転する方向の側面が、凹部215fの壁面に接触して嵌合する。

【0048】

本変形例によれば、本体部214aに凸部214c、穴部215dの外周面に凹部215fを設けて、凸部214cが、少なくとも挿入部21の長手軸と平行な軸Nのまわりに

50

回転する方向の側面において、凹部 2 1 5 f の壁面に接触して嵌合するようにしたので、超音波機能部 2 1 4 と内視鏡機能部 2 1 5 との相対的な位置決めを行うことができるとともに、超音波機能部 2 1 4 が、挿入部 2 1 の長手軸まわりの回転を抑制することができる。

【0049】

(実施の形態 2)

図 9 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。図 10 は、本実施の形態 2 に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図であって、図 9 とは反対方向からみた挿入部の先端構成の斜視図である。上述した実施の形態 1 では、先端部 2 1 1 において、超音波機能部 2 1 4 と内視鏡機能部 2 1 5 とが別体で設けられているものとして説明したが、本実施の形態 2 に係る先端部 2 1 6 では、超音波機能部 2 1 6 a と内視鏡機能部 2 1 6 b とが一体的に設けられている。

【0050】

図 9 に示すように、先端部 2 1 6 は、超音波振動子 7 を保持する超音波機能部 2 1 6 a と、外部からの光を取り込む対物レンズなどを含む撮像光学系に光を入射する観察窓 2 1 6 b a、および、照明光を集光して外部に出射する照明光学系の一部である照明窓 2 1 6 b b を有する内視鏡機能部 2 1 6 b と、超音波機能部 2 1 6 a および内視鏡機能部 2 1 6 b との間に設けられ、超音波機能部 2 1 6 a および内視鏡機能部 2 1 6 b を連結するとともに、バルーンに係止される溝形状をなすバルーン係止部 2 1 6 c とを備える。内視鏡機能部 2 1 6 b には、挿入部 2 1 内に形成された処置具用挿通路に連通し、挿入部 2 1 の先端から処置具を突出させる処置具突出口 2 1 6 b c が形成されている。内視鏡機能部 2 1 6 b は、一端で超音波機能部 2 1 6 a に連なるとともに、他端で湾曲部 2 1 2 に接続している。

【0051】

続いて、超音波機能部 2 1 6 a における超音波振動子 7 の配置について、図 11 を参照して説明する。図 11 は、本実施の形態 2 に係る超音波機能部の構成を模式的に示す部分断面図であって、挿入部 2 1 の長手軸 N を通過する平面を切断面とする部分断面図である。図 11 に示すように、挿入部 2 1 の長手軸 N 方向において、超音波振動子 7 の内視鏡機能部 2 1 6 b 側の端部（第 1 の端部）を通過し、該挿入部 2 1 の長手軸 N と直交する平面 P_3 （第 1 の平面）は、バルーン係止部 2 1 6 c の超音波機能部 2 1 6 a 側の端部（第 2 の端部）を通過する平面 P_4 （第 2 の平面）よりも基端側に位置する。

【0052】

例えば、圧電素子の大きさおよび数を変えずに、超音波振動子 7 の曲面（複数の圧電素子の先端を通過する曲面）の曲率半径を大きくした場合に、超音波振動子 7 の先端側の端部を長くするのではなく、超音波振動子 7 の基端側の端部を、挿入部 2 1 の基端側に延ばして、平面 P_3 と平面 P_4 との位置関係を満たすようにすれば、超音波振動子 7 が大型化したとしても、挿入部 2 1 の長手軸方向の延出長を長くすることなく、挿入部 2 1 を構成することができる。

【0053】

図 12 は、本実施の形態 2 に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す側面図であって、先端部 2 1 6 における各部の長さの関係を説明する図である。内視鏡機能部 2 1 6 b の最大径を D_1 、内視鏡機能部 2 1 6 b の最小径を D_2 、超音波振動子 7 における圧電素子の配列方向の先端側の端部（第 3 の端部）を Q_1 、基端側の端部（第 1 の端部）を Q_2 、端部 Q_1 からバルーン係止部 2 1 6 c の超音波機能部 2 1 6 a 側の端部（第 2 の端部）までの距離であって、挿入部 2 1 の長手軸方向の距離（第 1 の距離）を m_1 、端部 Q_1 、 Q_2 間の距離を m_2 、端部 Q_1 、 Q_2 間の挿入部 2 1 の長手軸方向の距離（第 2 の距離）を m_3 、端部 Q_1 から超音波振動子 7 の端部までの距離であって、挿入部 2 1 の長手軸 N 方向と直交する方向の最大の距離を m_4 、超音波振動子 7 の曲面（複数の圧電素子の先端を通過する曲面）の曲率半径を R 、端部 Q_1 、 Q_2 と、超音波振動子 7 の曲面の曲率中心とがなす角度を θ_1 、挿入部 2 1 の長手軸方向と平行な直線と、端部 Q_1 、 Q_2 を通過する直線と

がなす角度を θ_2 としたとき、下式 (1) ~ (4) の関係を満たす。

$$m_2 = 2 \times R \sin(\theta_1 / 2) \quad \dots (1)$$

$$m_3 = m_2 \cos \theta_2 \quad \dots (2)$$

$$m_1 < m_3 \quad \dots (3)$$

$$D_2 < m_4 < D_1 \quad \dots (4)$$

【0054】

また、上述した実施の形態1のように、超音波振動子7の外表面は、処置具突出口216b cから突出する処置具の延出方向に延びる軸(軸 L_1)と干渉しないように設けている。このため、超音波振動子7が、上述した平面 P_3 と平面 P_4 との位置関係を満たしても、処置具突出口216b cから突出する処置具の動作を妨げることはない。

10

【0055】

また、挿入部21の長手軸方向と直交する方向における超音波振動子7の中心を通過し、挿入部21の長手軸方向と平行な軸(軸 L_2)は、観察窓216b aの中心を通過し、挿入部21の長手軸方向と平行な軸(軸 L_3)に対してオフセットするように設けている。このため、例えば、音響レンズ73の外表面が、挿入部21の長手軸方向と直交する方向に沿って凸状をなす場合であっても、超音波振動子7が観察窓216b aに入射する光を妨げることはない。

【0056】

また、超音波振動子7の外表面は、観察窓216b aに入射する光の光軸(光軸 L_4)および照明光学系の一部である照明窓216b bが射出する照明光の光軸(光軸 L_5)と干渉しない。このため、超音波振動子7が、上述した平面 P_3 と平面 P_4 との位置関係を満たしても、観察光学系に入射する観察光や照明窓216b bから射出される照明光を妨げることはない。

20

【0057】

以上説明した本実施の形態2によれば、挿入部21の長手軸方向において、超音波振動子7の内視鏡機能部216b側の端部を通過し、該挿入部21の長手軸と直交する平面 P_3 が、バルーン係止部216cの超音波機能部216a側の端部を通過する平面 P_4 よりも基端側に位置するようにしたので、超音波振動子7の延出長を長くすることなく、大型化せずに、超音波振動子7の曲率半径を大きくすることができる。

【0058】

30

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態および変形例によってのみ限定されるべきものではない。本発明は、以上説明した実施の形態および変形例には限定されず、請求の範囲に記載した技術的思想を逸脱しない範囲内において、様々な実施の形態を含みうるものである。また、実施の形態および変形例の構成を適宜組み合わせてもよい。

【0059】

また、超音波内視鏡として、光学系のない細径の超音波ミニチュアプローブを適用してもよい。超音波ミニチュアプローブは、通常、胆道、胆管、膵管、気管、気管支、尿道、尿管へ挿入され、その周囲臓器(膵臓、肺、前立腺、膀胱、リンパ節等)を観察する際に用いられる。

40

【0060】

また、超音波内視鏡として、被検体の体表から超音波を照射する体外式超音波プローブを適用してもよい。体外式超音波プローブは、通常、腹部臓器(肝臓、胆嚢、膀胱)、乳房(特に乳腺)、甲状腺を観察する際に用いられる。

【産業上の利用可能性】

【0061】

以上のように、本発明にかかる超音波内視鏡は、大型化せずに、超音波振動子の曲率半径を大きくするのに有用である。

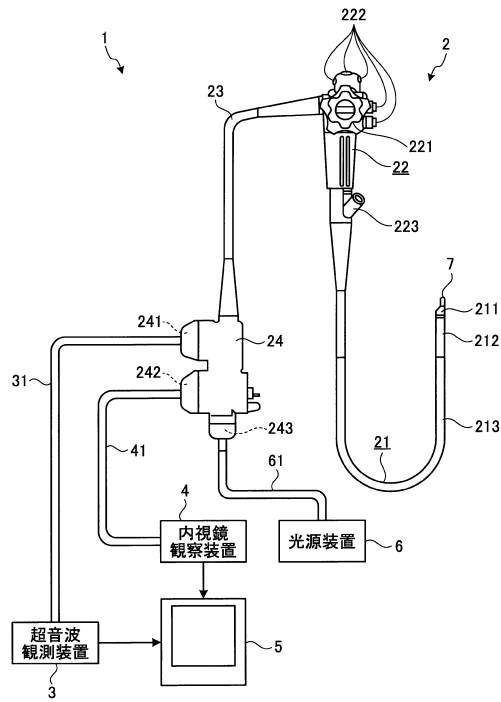
【符号の説明】

【0062】

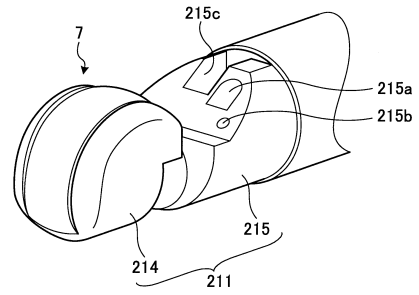
50

1	内視鏡システム	
2	超音波内視鏡	
3	超音波観測装置	
4	内視鏡観察装置	
5	表示装置	
6	光源装置	
7	超音波振動子	
2 1	挿入部	
2 2	操作部	
2 3	ユニバーサルコード	10
2 4	コネクタ	
3 1	超音波ケーブル	
4 1	ビデオケーブル	
6 1	光ファイバケーブル	
7 1	圧電素子群	
7 2	音響整合層	
7 3	音響レンズ	
7 4	中継基板	
2 1 1, 2 1 6	先端部	
2 1 2	湾曲部	20
2 1 3	可撓管部	
2 1 4, 2 1 6 a	超音波機能部	
2 1 4 a	本体部	
2 1 4 b	突出部	
2 1 4 c	凸部	
2 1 5, 2 1 6 b	内視鏡機能部	
2 1 5 a, 2 1 6 b a	観察窓	
2 1 5 b, 2 1 6 b b	照明窓	
2 1 5 c, 2 1 6 b c	処置具突出口	
2 1 5 d	穴部	30
2 1 5 e, 2 1 6 c	バルーン係止部	
2 1 5 f	凹部	
2 2 1	湾曲ノブ	
2 2 2	操作部材	
2 2 3	処置具挿入口	
2 4 1	第1コネクタ部	
2 4 2	第2コネクタ部	
2 4 3	第3コネクタ部	

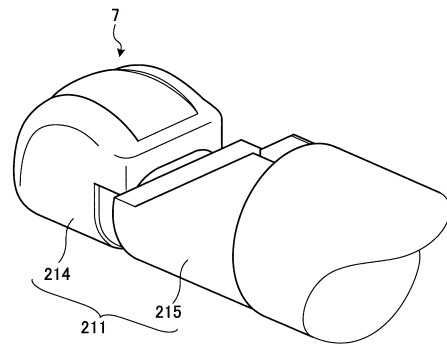
【図 1】



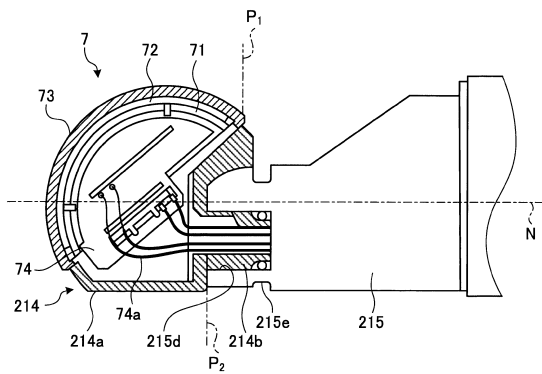
【図 2】



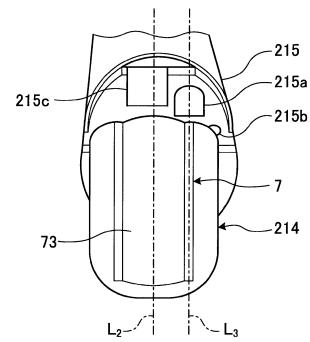
【図 3】



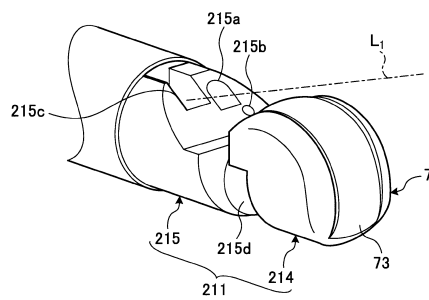
【図 4】



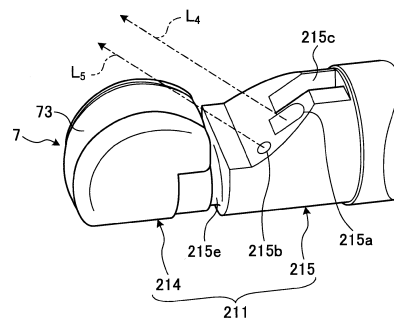
【図 6】



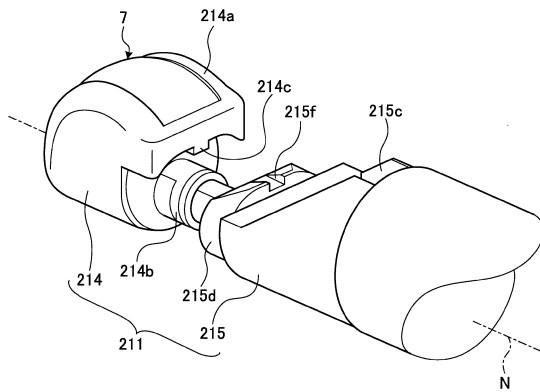
【図 5】



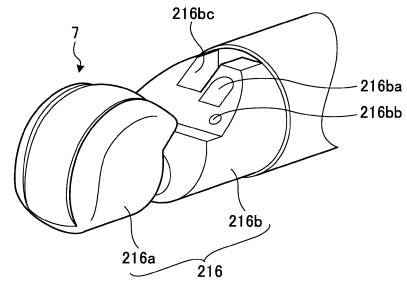
【図 7】



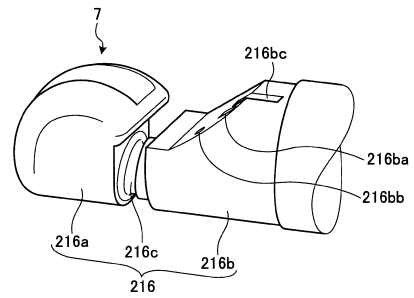
【図 8】



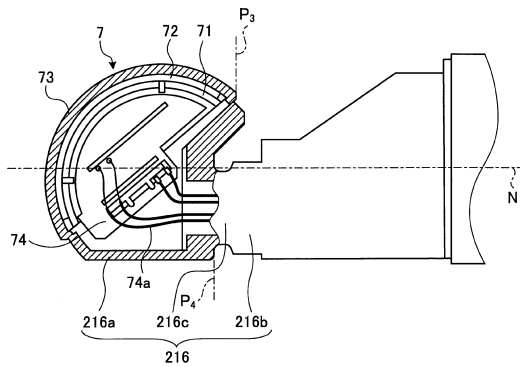
【図 9】



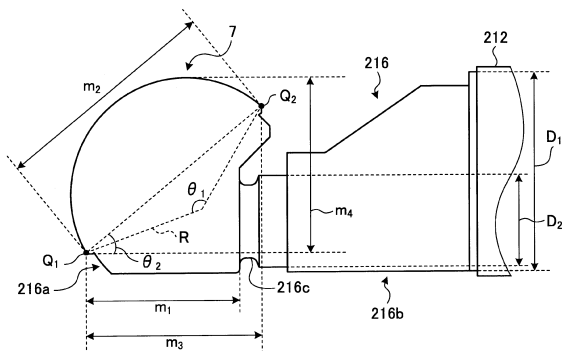
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2013-027695 (JP, A)
特開2012-245061 (JP, A)
特開2011-206416 (JP, A)
国際公開第1992/018054 (WO, A1)
特開昭62-227334 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	JP6197145B2	公开(公告)日	2017-09-13
申请号	JP2017513575	申请日	2016-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	北原俊弘		
发明人	北原 俊弘		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B1/00082 A61B1/00096 A61B1/00174 A61B8/4483		
FI分类号	A61B8/12		
审查员(译)	永田浩二		
优先权	2015126052 2015-06-23 JP		
其他公开文献	JPWO2016208250A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的超声波内窥镜是具有插入被检体的插入部的超声波内窥镜，超声波内窥镜具有插入部的长轴（N）和纵轴。），设置在插入部分的尖端处的超声波功能部分（214），以及用于在与气球平行的平面上发送和接收超声波的超声波振动器（71）接合部分（215e）和成像光学系统以及超声功能部分（214）可拆卸地连接到内窥镜与能力部分（215）中，a，在插入部（N）的纵向轴线的方向上，通过超声波振子（71）（215）的内窥镜功能部侧的端部，所述插入部纵向轴线（N）垂直于（P1）的第一平面具有，在形成内窥镜功能部和超声波功能单元（214）之间的边界的内窥镜功能部的端部（215）（215）有，以定位超声波功能单元的内窥镜功能部（215）（214）侧的近端穿过的端部（P2）的第二平面那

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6197145号 (P6197145)
(45) 発行日 平成29年9月13日 (2017. 9. 13)	(24) 登録日 平成29年8月25日 (2017. 8. 25)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 12 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 8 / 12	
請求項の数 6 (全 14 頁)		
(21) 出願番号 特願2017-513575 (P2017-513575) (92) (22) 出願日 平成28年3月31日 (2016. 3. 31) (98) 国際出願番号 PCT / JP2016 / 060836 (97) 国際公開番号 W02016 / 208250 (97) 国際公開日 平成28年12月29日 (2016. 12. 29) (31) 優先権主張番号 特願2015-126052 (P2015-126052) (32) 優先日 平成27年6月23日 (2015. 6. 23) (33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 (74) 代理人 110002147 特許業務法人 濠井国際特許事務所 (72) 発明者 北原 俊弘 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 オリ ンパス株式会社内 審査官 永田 浩司	
早期審査対象出願		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波内视镜		