

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-118133

(P2005-118133A)

(43) 公開日 平成17年5月12日(2005.5.12)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 8/12

A61B 1/00

F I

A61B 8/12

A61B 1/00 300F

テーマコード(参考)

4C061

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2003-354028 (P2003-354028)

(22) 出願日 平成15年10月14日(2003.10.14)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100106909

弁理士 棚井 澄雄

(74) 代理人 100064908

弁理士 志賀 正武

(74) 代理人 100101465

弁理士 青山 正和

(74) 代理人 100094400

弁理士 鈴木 三義

(74) 代理人 100086379

弁理士 高柴 忠夫

最終頁に続く

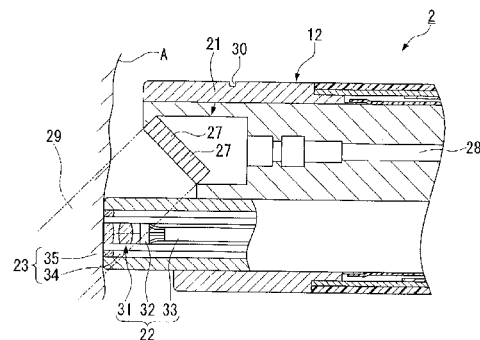
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡、観察プローブ及び内視鏡観察装置

(57) 【要約】

【課題】 被検体表面を細胞レベルで観察する共にその深度方向の観察を短時間で行うことができる超音波内視鏡と観察プローブ及びこれを有する内視鏡観察装置とを提供する。

【解決手段】 体腔内に挿入される内視鏡挿入部12の先端側に設けられ、低倍率側光学系を通して外部を観察する観察手段と、該観察手段よりも高倍率な高倍率側光学系31を通して外部を観察する高倍率観察手段22と、超音波を送受信する超音波振動子部21とを備え、超音波振動子部21による走査範囲29と、高倍率観察手段22による観察範囲との少なくとも一部が重なることを特徴とする。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入される内視鏡挿入部の先端部に設けられ、第 1 光学系を通して該第 1 光学系の外部を観察する第 1 観察手段と、前記第 1 観察手段よりも高倍率な第 2 光学系を通して該第 2 光学系の外部を観察する第 2 観察手段と、超音波を送受信する超音波振動子部とを備え、

前記超音波振動子部による走査範囲と、前記第 2 観察手段による観察範囲との少なくとも一部が重なることを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 2】

前記第 2 観察手段は、前記第 2 光学系と、該第 2 光学系の結像位置に配置されて光学像を電気信号に変換する固体撮像素子と、該固体撮像素子によって電気信号に変換された光学画像データを伝送するイメージガイドケーブルとを備えていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

10

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の超音波内視鏡と、

前記超音波振動子部による超音波観察像及び前記第 2 観察手段による高倍率観察画像とを表示させる表示装置とを備え、

該表示装置が、前記超音波観察像中に、前記第 2 観察手段による観察箇所が表示可能であることを特徴とする超音波内視鏡観察装置。

【請求項 4】

請求項 1 又は 2 に記載の超音波内視鏡と、

前記第 1 観察手段による観察画像、前記超音波振動子部による超音波観察像及び前記第 2 観察手段による高倍率観察画像とを表示させる表示装置とを備え、

該表示装置が、前記第 1 観察手段による観察画像中に、前記超音波振動子部による走査範囲と、前記第 2 観察手段による高倍率観察手段による観察箇所が表示可能であることを特徴とする超音波内視鏡観察装置。

20

【請求項 5】

体腔内に挿入され、内視鏡光学系を通して外部を観察する内視鏡観察手段を有する内視鏡のチャンネルに挿通可能なプローブ挿入部を有すると共に、該プローブ挿入部の先端部に超音波を送受信するプローブ側超音波振動子部と、前記内視鏡観察手段よりも高倍率な

30

プローブ側光学系を通して該プローブ側光学系の外部を観察するプローブ側観察手段とを備え、

前記プローブ側超音波振動子部による走査範囲と、前記プローブ側観察手段による観察範囲の少なくとも一部が重なることを特徴とする観察プローブ。

【請求項 6】

前記プローブ側超音波振動子部が、1 つの超音波振動子によって構成され、

前記プローブ側超音波振動子部による超音波の送受信方向を変更する走査機構が設けられていることを特徴とする請求項 5 に記載の観察プローブ。

【請求項 7】

前記プローブ側超音波振動子部は、前記先端部の軸方向に対し垂直な面の走査を行うと

40

共に、

該プローブ側超音波振動子部と前記プローブ側観察手段とを前記先端部の軸方向で進退させる進退機構が設けられていることを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の観察プローブ。

【請求項 8】

前記プローブ側観察手段は、対象物の光学像を結像させるプローブ側光学系と、該プローブ側光学系の結像位置に配置されて光学像を電気信号に変換するプローブ側固体撮像素子と、該プローブ側固体撮像素子によって電気信号に変換された光学画像データを伝送するプローブ側イメージガイドケーブルとを備えていることを特徴とする請求項 5 から 7 のいずれか 1 項に記載の観察プローブ。

50

【請求項 9】

体腔内に挿入される内視鏡挿入部に設けられたチャンネルと、
前記内視鏡挿入部の先端部に設けられた内視鏡光学系を通して前記先端部外方を観察する内視鏡観察手段とを備えた内視鏡と、
前記チャンネルに挿通可能な請求項 5 から 8 のいずれか 1 項に記載の観察プローブとからなることを特徴とする内視鏡観察装置。

【請求項 10】

前記プローブ側超音波振動子部による超音波観察像と、前記プローブ側観察手段による高倍率観察画像とを表示させる表示装置とを備え、

該表示装置が、前記超音波観察像中に、前記プローブ側観察手段による観察箇所が表示可能であることを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡観察装置。

10

【請求項 11】

前記内視鏡観察手段による内視鏡観察画像と、前記プローブ側超音波振動子部による超音波観察像と、前記プローブ側観察手段による高倍率観察画像とを表示させる表示装置とを備え、

該表示装置が、前記内視鏡観察画像中に、前記プローブ側超音波振動子部による走査範囲と、前記プローブ側観察手段による高倍率観察手段による観察箇所が表示可能であることを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡観察装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、体腔内に挿入して観察を行う超音波内視鏡、観察プローブ及び内視鏡観察装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、体腔内を超音波内視鏡を用いて観察する検査診断が行われている。観察に用いられる超音波内視鏡は、体腔内に挿入される挿入部の先端側に光学的観察手段及び圧電素子からなる超音波振動子部を有しており、この光学的観察手段により体腔内を観察することで観察部位を確認し、超音波振動子部から観察部位に超音波を発信させ、受信した反射波により深達度診断を行う（例えば、特許文献 1 参照。）。

30

そして、例えば穿刺針などを用いて観察部位の組織を採取して生体検査を行う吸引生検により、観察部位が悪性であるか良性であるかを診断する。

【特許文献 1】特開 2001 - 170054 号公報（第 2 図）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、上記従来の超音波内視鏡には、以下の課題が残されている。すなわち、超音波振動子による超音波観察像では、観察部位の表面と同じ組織の深達度を診断することは可能であるが、観察部位の細胞レベルでの光学像が得られないため、その組織が悪性であるか良性であるかの診断が困難であった。したがって、生体検査の結果に基づいて処置の判断を行うため、再度内視鏡を体腔内に挿入する必要性が生じるので、患者へ負担がかかるという課題があった。

40

【0004】

本発明は、前述の課題に鑑みてなされたもので、被検体表面の細胞レベルでの観察を短時間で行うと同時に深度方向の観察を行うことができる超音波内視鏡と観察プローブ及びこれを有する内視鏡観察装置と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】

【0005】

本発明は、前記課題を解決するために以下の構成を採用した。すなわち、体腔内に挿入される内視鏡挿入部の先端部に設けられ、第 1 光学系を通して該第 1 光学系の外部を観察

50

する第1観察手段と、前記第1観察手段よりも高倍率な第2光学系を通して該第2光学系の外部を観察する第2観察手段と、超音波を送受信する超音波振動子部とを備え、前記超音波振動子部による走査範囲と、前記第2観察手段による観察範囲との少なくとも一部が重なることを特徴とする。

【0006】

この発明によれば、高倍率の観察が可能な第2観察手段と超音波振動子部とを備え、超音波振動子部による走査範囲と第2観察手段による観察範囲との少なくとも一部が重なるため、第2観察手段によって病変部位を細胞レベルで判断できると共に、超音波振動子部によって第2観察手段による観察箇所の深度方向の観察が行える。したがって、病変部位の診断精度が向上する。

10

【0007】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、前記第2観察手段は、前記第2光学系と、該第2光学系の結像位置に配置されて光学像を電気信号に変換する固体撮像素子と、該固体撮像素子によって電気信号に変換された光学画像データを伝送するイメージガイドケーブルとを備えていることが好ましい。

この発明によれば、第2光学系を介して固体撮像素子で得られた対象物の光学画像データをイメージガイドケーブルで伝送する。

【0008】

また、本発明に係る超音波内視鏡観察装置は、上記本発明の超音波内視鏡と、前記超音波振動子部による超音波観察像及び前記第2観察手段による高倍率観察画像とを表示させる表示装置とを備え、該表示装置が、前記超音波観察像中に、前記第2観察手段による観察箇所が表示可能であることを特徴とする。

20

この発明によれば、超音波振動子部による超音波画像中に第2観察手段による観察箇所が表示されることで超音波画像中に観察部位を把握することができるので、病変部位の診断が容易になる。

【0009】

また、本発明に係る超音波内視鏡観察装置は、上記本発明の超音波内視鏡と、前記第1観察手段による観察画像、前記超音波振動子部による超音波観察像及び前記第2観察手段による高倍率観察画像とを表示させる表示装置とを備え、該表示装置が、前記第1観察手段による観察画像中に、前記超音波振動子部による走査範囲と、前記第2観察手段による高倍率観察手段による観察箇所が表示可能であることを特徴とする。

30

この発明によれば、第1観察手段による観察画像中に超音波振動子部による走査範囲と第2観察手段による観察箇所とが表示されるため、観察画像中に走査範囲及び観察部位を把握することができるので、より病変部位の診断が容易になる。

【0010】

また、本発明に係る観察プローブは、体腔内に挿入され、内視鏡光学系を通して外部を観察する内視鏡観察手段を有する内視鏡のチャンネルに挿通可能なプローブ挿入部を有すると共に、該プローブ挿入部の先端部に超音波を送受信するプローブ側超音波振動子部と、前記内視鏡観察手段よりも高倍率なプローブ側光学系を通して該プローブ側光学系の外部を観察するプローブ側観察手段とを備え、前記プローブ側超音波振動子部による走査範囲と、前記プローブ側観察手段による観察範囲の少なくとも一部が重なることを特徴とする。

40

この発明によれば、内視鏡のチャンネルに本発明に係る観察プローブを挿通してチャンネルの先端から突出させることにより、プローブ側観察手段によって病変部位を細胞レベルで判断できると共に、超音波振動子部によってプローブ側観察手段による観察部位の深度方向の観察が行える。したがって、病変部位の診断精度が向上する。

【0011】

また、本発明に係る観察プローブは、前記プローブ側超音波振動子部が、1つの超音波振動子によって構成され、前記プローブ側超音波振動子部による超音波の送受信方向を変更する走査機構が設けられていることが好ましい。

50

この発明によれば、走査機構によって1つの超音波振動子による超音波の送受信方向が変更されることで超音波の走査を行うため、観察プローブの細径化が図れる。

【0012】

また、本発明に係る観察プローブは、前記プローブ側超音波振動子部は、前記先端部の軸方向に対し垂直な面の走査を行うと共に、該プローブ側超音波振動子部と前記プローブ側観察手段とを前記先端部の軸方向で進退させる進退機構が設けられていることが好ましい。

この発明によれば、進退機構により前記プローブ側観察手段及び軸方向に対し垂直な面の走査を行うプローブ側超音波振動子部が軸方向で進退可能となることで、軸方向での光学的観察像と3次元の超音波画像とを得ることができるので、病変部位の診断がより容易となる。

10

【0013】

また、本発明に係る観察プローブは、前記プローブ側観察手段が、対象物の光学像を結像させるプローブ側光学系と、該プローブ側光学系の結像位置に配置されて光学像を電気信号に変換するプローブ側固体撮像素子と、該プローブ側固体撮像素子によって電気信号に変換された光学画像データを伝送するプローブ側イメージガイドケーブルとを備えていることが好ましい。

この発明によれば、プローブ側光学系を介してプローブ側固体撮像素子で得られた対象物の光学画像データをプローブ側イメージガイドケーブルで伝送する。

【0014】

また、本発明に係る内視鏡観察装置は、体腔内に挿入される内視鏡挿入部に設けられたチャンネルと、前記内視鏡挿入部の先端部に設けられた内視鏡光学系を通して前記先端部外方を観察する内視鏡観察手段とを備えた内視鏡と、前記チャンネルに挿通可能な請求項5から8のいずれか1項に記載の観察プローブとからなることを特徴とする。

20

この発明によれば、プローブ側観察手段によって病変部位を細胞レベルで判断できると共に、プローブ側超音波振動子部によってプローブ側観察手段の観察範囲における深達度を診断できる。したがって、病変部位の診断精度が向上する。

【0015】

また、本発明に係る内視鏡観察装置は、前記プローブ側超音波振動子部による超音波観察像と、前記プローブ側観察手段による高倍率観察画像とを表示させる表示装置とを備え、該表示装置が、前記超音波観察像中に、前記プローブ側観察手段による観察箇所が表示可能であることが好ましい。

30

この発明によれば、プローブ側超音波振動子部による超音波画像中にプローブ側観察手段による観察箇所が表示されることで超音波画像中に観察部位を把握することができるので、病変部位の診断が容易になる。

【0016】

また、本発明に係る内視鏡観察装置は、前記内視鏡観察手段による内視鏡観察画像と、前記プローブ側超音波振動子部による超音波観察像と、前記プローブ側観察手段による高倍率観察画像とを表示させる表示装置とを備え、該表示装置が、前記内視鏡観察画像中に、前記プローブ側超音波振動子部による走査範囲と、前記プローブ側観察手段による高倍率観察手段による観察箇所が表示可能であることが好ましい。

40

この発明によれば、内視鏡観察手段による内視鏡画像中にプローブ側超音波振動子部による走査範囲と、プローブ側観察手段による観察箇所とが表示されることで超音波画像中に観察部位を把握することができるので、より病変部位の診断が容易になる。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、被検体表面の細胞レベルでの光学像を得ることができると共に、被検体の深度方向の超音波観察像を得ることができるので、効率のよい病変部位の診断を行うことができ、患者への負担の低減を図れる。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【0018】

以下、本発明に係る超音波内視鏡観察装置の第1の実施形態について、図1から図4を参照しながら説明する。なお、図1は本実施形態における超音波内視鏡観察装置の全体構成を示す概略図であり、図2は本実施形態における超音波内視鏡の先端部を示す正面図であり、図3は図2におけるX-X矢視断面図であり、図4は図2におけるY-Y矢視断面図である。

【0019】

本実施形態による超音波内視鏡観察装置1は、図1に示すように、体腔内に挿入され、光学的観察及び超音波観察に使用される超音波内視鏡2と、超音波信号の送受や処理を行う超音波観測装置(画像処理装置)3と、内視鏡観察像を処理する画像処理装置4と、低倍率観察用の低倍率側光源装置5と、高倍率観察像を処理する高倍率画像処理装置(画像処理装置)6と、高倍率観察用の高倍率側光源装置7と、超音波観察像、内視鏡観察像及び高倍率観察像を記録する記録装置8と、超音波観察像、内視鏡観察像及び高倍率観察像を表示する表示装置9とを備えている。

10

【0020】

超音波内視鏡2は、圧電素子を直線状に複数配列した、いわゆるリニア型電子走査方式の超音波内視鏡であって、体腔内に挿入される内視鏡挿入部11と、操作部12と、処置具を挿通可能なチャンネル13とを有している。

内視鏡挿入部11は、硬質の内視鏡先端部14と、内視鏡先端部14の後端に設けられた湾曲自在の内視鏡湾曲部15と、この内視鏡湾曲部15の後端から超音波内視鏡2を操作する操作部12まで伸びる長尺の内視鏡可撓部16とから構成されている。

20

また、操作部12には、内視鏡湾曲部15を上下、左右における任意の方向に湾曲することができる湾曲ノブ12aが設けられている。

また、チャンネル13は、操作部12の前端付近に設けられた処置具挿入口13aと、内視鏡先端部14設けられた後述する処置具突出開口とに連通している。

【0021】

図2に示すように、超音波内視鏡2の内視鏡先端部14には、観察対象に対し超音波の送受信を行う超音波振動子部21と、被検体Aに接触して観察する高倍率観察手段(第2観察手段)22と、高倍率観察手段22による観察範囲を照明する高倍率側照明手段23と、被検体Aを観察する観察手段(第1観察手段)24と、被検体に照明光を照射する照明手段25と、チャンネル13に挿通された処置具が突出する処置具突出開口26とが設けられている。なお、高倍率観察手段22及び高倍率側照明手段23の先端は、超音波振動子部21の先端に比べて内視鏡先端部14の軸方向で突出して設けられている。

30

【0022】

図3に示すように、超音波振動子部21は、複数の圧電素子27を直線状に配列して構成され、圧電素子27に超音波送信のパルス信号を印加したり超音波振動子部21で受信し圧電素子27で電気信号に変換された超音波信号を伝送する超音波信号伝達ケーブル28に接続されている。なお、複数の圧電素子27は、内視鏡先端部14の軸方向内方を向くように配列され、超音波信号伝達ケーブル28から圧電素子27に対して適宜パルス信号を印加することにより、超音波走査範囲29を得るように構成されている。

40

また、例えば脱気水などの超音波伝達媒体を供給して膨張することによって体腔内に密着するバルーン(図示略)の端部が配置されるバルーン取り付け溝30が超音波振動子21の基端側に設けられている。

【0023】

高倍率観察手段22は、高倍率側照明手段23により照明された照明範囲内の対象物の光学像を結像させる高倍率側光学系(第2光学系)31と、結像位置に配置され結像された光学像を電気信号に変換する高倍率側CCD(固体撮像素子)32と、高倍率側CCD32によって電気信号に変換された光学像データを高倍率画像処理装置6に伝送するための高倍率側イメージガイドケーブル33とが設けられている。

【0024】

50

また、高倍率側照明手段 23 は、光ファイバで形成され高倍率側光源装置 7 で生じた照明光を内視鏡先端部 14 まで導光する高倍率側ライトガイド 34 と、高倍率側ライトガイド 34 の先端面に配されて高倍率側光学系 31 の周囲に設けられた高倍率側照明レンズ 35 とを備えている。

高倍率観察手段 22 による観察範囲は、超音波振動子部 21 によって走査される超音波走査範囲 29 に含まれる位置に設けられている。

【0025】

図 4 に示すように、観察手段 24 は、照明手段 25 により照明された照明範囲内の対象物の光学像を結像させる低倍率側光学系（第 1 光学系）41 と、結像位置に配置され結像させられた光学像を電気信号に変換する低倍率側 CCD 42 と、低倍率側 CCD 42 によって、電気信号に変換された光学像データを低倍率画像処理装置 4 に伝送するためのケーブルである低倍率側イメージガイドケーブル 43 が接続されている。

10

また、照明手段 25 は、観察手段 24 の近傍に設けられており、光ファイバで形成され低倍率側光源装置 5 で生じた照明光を内視鏡先端部 14 まで導光する低倍率側ライトガイド 44 と、低倍率側ライトガイド 44 の先端面に配された低倍率側照明レンズ 45 とを備えている。

【0026】

上記の構成からなる超音波内視鏡観察装置 1 を用いた被検体 A の観察方法について説明する。

まず、超音波内視鏡 2 を体腔内に挿入し、観察手段 24 により体腔内の観察を行う。そして、より詳しい観察を行いたい被検体 A を確認し、高倍率観察手段 22 の先端を被検体 A に接触させる。このとき、表示装置 9 は観察手段 24 による内視鏡観察像を図 5 (a) に示すように表示する。

20

【0027】

また、超音波振動子部 21 から被検体 A に向けて超音波を発信し反射波を受信する。超音波観測装置 3 は、超音波伝送信号ケーブル 28 を介して反射波を受信し、表示装置 9 が超音波観察像を図 5 (b) に示すように表示する。

また、高倍率側 CCD 32 は、高倍率観察手段 22 による高倍率観察像を電気信号に変換し、高倍率側イメージガイドケーブル 33 を介して高倍率画像処理装置 6 に伝送する。そして、表示装置 9 は、高倍率観察像を図 5 (c) に示すように表示する。

30

【0028】

このとき、内視鏡画像処理装置 6 は、表示装置 9 上の低倍率観察画像中に超音波振動子部 21 による走査範囲と高倍率観察手段 22 による観察箇所とをそれぞれマーカ M1 及びマーカ M2 として表示する。また、超音波観測装置 3 は、表示装置 9 上の超音波観察画像中に高倍率観察手段 22 による観察箇所をマーカ M3 として表示する。

【0029】

このように、本実施形態に係る超音波内視鏡 2 及び超音波内視鏡観察装置 1 は、超音波内視鏡 2 の内視鏡先端部 14 に高倍率観察手段 22 が設けられていると共に、高倍率観察手段 22 による観察範囲が超音波振動子部 21 による走査範囲に含まれるため、被検体 A の細胞レベルでの判断及びその深達度を診断することができるので、病変部位の診断精度が向上する。

40

また、低倍率観察画像に超音波振動子部 21 による走査範囲及び高倍率観察手段 22 による観察箇所が表示されると共に、超音波観察像に高倍率観察手段 22 による観察箇所が表示されるので、病変部位の正確な位置を把握でき、より正確な診断が行える。

【0030】

なお、上記第 1 の実施形態では、超音波内視鏡 2 が超音波振動子部 21 の圧電素子 27 を直線状に配列させたりニア型の電子走査方式の超音波内視鏡であったが、これに限らず、例えば図 6 に示すような、いわゆるコンベックス型の電子走査方式の超音波内視鏡 40 であってもよい。これは、超音波振動子部 21 が圧電素子 27 をアレイ状に配列させており、圧電素子 27 に適宜超音波パルスを印加することで扇形の超音波走査を行う。また、

50

高倍率観察手段 2 2 が、軸方向に対して斜め方向を観察可能とする。

【 0 0 3 1 】

また、図 7 に示すような、いわゆるセクタ型の機械走査方式の超音波内視鏡 4 1 であってもよい。これは、超音波振動子部 2 1 が、1 個の圧電素子 2 7 によって構成されており、内部を超音波伝導媒体で満たされた振動子収納部 4 2 内に設けられている。この圧電素子 2 7 が点 P を回動軸として図 7 に示す矢印 Z 1 の方向で機械的に回転することで超音波走査を行う。また、高倍率観察手段 2 2 は、超音波内視鏡 2 と同様に、軸方向を観察する。

【 0 0 3 2 】

また、図 8 に示すような、いわゆるラジアル型の機械走査方式の超音波内視鏡 4 2 であ

10

ってもよい。この超音波振動子 2 1 は、1 個の圧電素子によって構成されており、この圧電素子を図 8 に示す矢印 Z 2 の方向で軸周りに回転させることで超音波走査を行う。また、高倍率観察手段 2 2 及び観察手段 2 4 は、超音波内視鏡 4 2 の側面に設けられており、例えば気管支などの管腔内の観察に用いられ、半径方向外方を観察する。

【 0 0 3 3 】

次に、第 2 の実施形態について図 9 から図 1 1 を参照しながら説明する。なお、図 9 は本実施形態における内視鏡観察装置の全体構成を示す概略図であり、図 1 0 は本実施形態における内視鏡先端部を示す軸方向断面図であり、図 1 1 は本実施形態における観察プローブを示す軸方向断面図である。また、以下の説明において、上記実施形態において説明

20

【 0 0 3 4 】

した構成要素には同一符号を付し、その説明は省略する。第 2 の実施形態と第 1 の実施形態との異なる点は、第 1 の実施形態における超音波内視鏡観察装置 1 では、超音波内視鏡 2 が超音波振動子部 2 1 と高倍率観察手段 2 2 とを備えていたが、第 2 の実施形態における内視鏡観察装置 5 0 では、図 9 に示すように、内視鏡 5 1 と内視鏡 5 1 のチャンネル 1 3 に挿通可能な観察プローブ 5 2 とを有し、図 1 0 に示すように、観察プローブ 5 2 がプローブ側超音波振動子部 5 3 とプローブ側観察手段 5 4 とプローブ側照明手段 5 5 とを備えている点である。

【 0 0 3 5 】

図 9 に示すように、内視鏡観察装置 5 0 は、内視鏡 5 1 と、超音波信号の送受や処理を行う超音波観測装置 3 と、内視鏡観察像を処理する内視鏡画像処理装置（画像処理装置）5 6 と、内視鏡観察用の内視鏡光源装置 5 7 と、観察プローブ 5 2 による高倍率観察像を処理する高倍率画像処理装置 6 と、高倍率側光源装置 7 と、記録装置 8 と、表示装置 9 とを備えている。

30

【 0 0 3 6 】

図 1 0 に示すように、内視鏡 5 1 の内視鏡先端部 1 4 には、内視鏡観察手段 5 8 と、内視鏡照明手段 5 9 とが設けられている。

内視鏡観察手段 5 8 は、内視鏡照明手段 5 9 により照明された照明範囲内の対象物の光学像を結像させる内視鏡光学系 6 1 と、結像位置に配置され結像させられた光学像を電気信号に変換する内視鏡 CCD 6 2 と、内視鏡 CCD 6 2 によって、電気信号に変換された光学像データを内視鏡画像処理装置 5 6 に伝送する内視鏡イメージガイドケーブル 6 3 が接続されている。

40

【 0 0 3 7 】

また、内視鏡照明手段 5 9 は、光ファイバで形成され内視鏡光源装置 5 7 で生じた照明光を内視鏡先端部 1 4 まで導光する内視鏡ライトガイド 6 4 と、内視鏡ライトガイド 6 4 の先端面に配された内視鏡照明レンズ 6 5 とを備えている。

また、観察プローブ 5 2 は、チャンネル 1 3 に挿通可能な挿入部 7 1 を有しており、この挿入部 7 1 は、先端部 7 2 と、先端部 7 2 の後端から観察プローブ 5 2 を挿入する処置具挿入口 1 3 a まで延びる長尺の可撓部 7 3 とを備えている。

【 0 0 3 8 】

50

図 1 1 に示すように、観察プローブ 5 2 の先端部 7 2 の内部には、被検体 A を観察するためのプローブ側観察手段 5 4、プローブ側照明手段 5 5 及びプローブ側超音波振動子部 5 3 が設けられている。

プローブ側観察手段 5 4 は、プローブ側照明手段 5 5 により照明された照明範囲内の対象物の光学像を結像させるプローブ側光学系 8 1 と、結像位置に配置され結像された光学像を電気信号に変換するプローブ側 CCD 8 2 と、プローブ側 CCD 8 2 によって電気信号に変換された光学像データを高倍率画像処理装置 6 に伝送するためのプローブ側イメージガイドケーブル 8 3 とを備えている。

また、プローブ側照明手段 5 5 は、光ファイバで形成され高倍率側光源装置 7 で生じた照明光を先端部 7 2 まで導光するプローブ側ライトガイド 8 4 と、プローブ側ライトガイド 8 4 の先端面に配されているプローブ側照明レンズ 8 5 とを備えている。

10

【 0 0 3 9 】

プローブ側超音波振動子部 5 3 は、1 つの圧電素子で構成されており、先端部 7 2 の基端側に設けられ、超音波信号伝達ケーブル 2 8 を介して超音波観測装置 3 に接続されている。

先端部 7 2 の基端側には、湾曲部 7 2 A が設けられており、この湾曲部 7 2 A を湾曲させる湾曲走査機構（走査機構）9 0 が接続されている。

【 0 0 4 0 】

この湾曲走査機構 9 0 は、挿入部内に可撓性を有しかつ軸方向に伸縮性のない一対のコイルシース（図示略）と、このコイルシース内に挿通された走査ワイヤ（図示略）と、湾曲部 7 2 A の湾曲角度を検出するひずみゲージなどで構成された湾曲角度検出機構（図示略）を備えている。この走査ワイヤは一端を湾曲部 7 2 A の先端に固定されており、湾曲部 7 2 A は、この走査ワイヤを牽引することにより湾曲動作を行う。

20

ここで、プローブ側観察手段 5 4 による観察範囲は、プローブ側超音波振動子部 5 3 の走査範囲に含まれるように構成されている。

また、先端部 7 2 の表面外周には、観察手段 2 4 による低倍率観察画像内で検出可能な蛍光塗料で形成されたマーキング 9 1 が施されている。

【 0 0 4 1 】

上記の構成からなる観察プローブ 5 2 及び内視鏡観察装置 5 0 を用いた被検体 A の観察方法について説明する。

30

まず、上述と同様に内視鏡 5 1 を体腔内に挿入し、内視鏡観察手段 5 8 により体腔内の観察を行って被検体 A を確認する。このとき、表示装置 9 は内視鏡観察手段 5 8 による内視鏡観察像を図 1 2 (a) に示すように表示する。

【 0 0 4 2 】

次に、内視鏡 5 1 のチャンネル 1 3 に観察プローブ 5 2 を突出させ、先端部 7 2 を徐々に突出させて被検体 A に接触させる。

プローブ側超音波振動子部 5 3 から被検体 A に向けて超音波を発信し反射波を受信する。このとき、湾曲走査機構 9 0 により先端部 7 2 が被検体 A の表面上を走査することによりリニア型の機械走査方式と同様の走査を行う。そして、超音波観測装置 3 は、超音波伝送信号ケーブル 2 8 を介して反射波を受信し、表示装置 9 が図 1 2 (b) に示すように超音波観察像を表示する。

40

【 0 0 4 3 】

また、プローブ側 CCD 8 2 は、プローブ側観察手段 5 4 による被検体 A の高倍率観察像を電気信号に変換し、プローブ側イメージガイドケーブル 8 3 を介して高倍率画像処理装置 6 に伝送する。そして、表示装置 9 は、高倍率観察像を図 1 2 (c) に示すように表示する。

このとき、マーキング 9 1 が内視鏡観察像中に検出されることで、内視鏡画像処理装置 5 6 は観察プローブ 5 2 の位置を把握し、超音波振動子部 5 3 による走査範囲を表示装置 9 上の内視鏡観察画像中に表示する。また、超音波観測装置 3 は、表示装置 9 上の超音波観察像中にプローブ側観察手段 5 4 による観察箇所をマーカ M 4 として表示する。

50

【 0 0 4 4 】

本実施形態に係る観察プローブ 5 2 及び内視鏡観察装置 5 0 は、観察プローブ 5 2 にプローブ側超音波振動子部 5 3 及びプローブ側観察手段 5 4 が設けられていると共に、湾曲走査機構 9 0 によって先端部 7 2 が被検体 A を走査した際に高倍率観察手段 2 2 の観察範囲がプローブ側超音波振動子部 5 3 走査範囲に含まれる。したがって、第 1 の実施形態に係る超音波内視鏡 2 と同様に、病変部位の細胞レベルでの判断とその深達度とを診断することができる。したがって、病変部位の診断精度が向上する。

また、湾曲走査機構 9 0 を用いて 1 つのプローブ側超音波振動子部 5 3 の走査を機械的に行っているため、観察プローブ 5 2 の細径化が可能となる。

また、内視鏡観察像中に観察プローブ 5 2 による走査範囲及び観察箇所が表示されると共に、超音波観察像中にプローブ側観察手段 5 4 による観察箇所が表示されるので、病変部位の正確な位置を把握でき、より正確な診断が行える。 10

【 0 0 4 5 】

次に、第 3 の実施形態について図 1 3 を参照しながら説明する。なお、以下の説明において、上記実施形態において説明した構成要素には同一符号を付し、その説明は省略する。

第 3 の実施形態と第 2 の実施形態との異なる点は、第 2 の実施形態における観察プローブ 5 2 ではプローブ側観察手段 5 4 及びプローブ側超音波振動子部 5 3 が観察プローブ 5 2 の先端側において軸方向で固定されているのに対して、第 3 の実施形態における観察プローブ 1 0 0 では、図 1 3 に示すように、プローブ側観察手段 5 4 及びプローブ側超音波振動子部 5 3 が観察プローブ 1 0 0 の先端側において軸方向で同期して進退する点である。 20

【 0 0 4 6 】

すなわち、この観察プローブ 1 0 0 は、例えば気管支などの管腔を観察するものであり、基端側にプローブ側観察手段 5 4 及びプローブ側超音波振動子部 5 3 を軸方向でそれぞれ図 1 3 に示す矢印 Z 3 及び Z 4 方向に同期して進退させる進退機構 1 0 1 が設けられている。

また、プローブ側超音波振動子部 5 3 は、プローブ側超音波振動子部 5 3 を図 1 3 に示す矢印 Z 5 方向の軸回りで回転させることにより軸方向に垂直な面で走査させる回転走査機構（走査機構）1 0 2 接続されている。 30

【 0 0 4 7 】

先端部 7 2 には、軸方向に平行して 2 つの貫通孔である観察側貫通孔 1 0 3 及び超音波側貫通孔 1 0 4 が設けられており、観察側貫通孔 1 0 3 内で進退自在となるようにプローブ側観察手段 5 4 及びプローブ側照明手段 5 5 が支持され、超音波側貫通孔 1 0 4 内で図 1 3 に示す矢印 Z 3 及び矢印 Z 4 の方向に進退、矢印 Z 5 の方向に回転自在となるようにプローブ側超音波振動子部 5 3 が支持されている。

プローブ側観察手段 5 4 及びプローブ側照明手段 5 5 とプローブ側超音波振動子部 5 3 とは基端側で接続固定されており、進退機構 1 0 1 は、基端側に設けられた進退駆動用モータ（図示略）によりこれらを進退させることによりプローブ側観察手段 5 4 及びプローブ側超音波振動子部 5 3 が同期して進退する。 40

また、回転走査機構 1 0 2 は、プローブ側超音波振動子部 5 3 と回転駆動用モータ（図示略）とを接続するドライブシャフト（図示略）を有しており、このドライブシャフトを基端側で軸回りに回転させることによりプローブ側振動子部 5 3 が軸回りで回転するように構成されている。

なお、プローブ側観察手段 5 4 は、プローブ側超音波振動子部 5 3 による走査範囲に含まれる位置に設けられている。

【 0 0 4 8 】

本実施形態に係る観察プローブ 1 0 0 は、プローブ側超音波振動子部 5 3 が回転走査機構 1 0 2 によって軸方向で回転すると共に進退機構 1 0 1 によって進退することで走査を行い、プローブ側観察手段 5 4 がプローブ側超音波振動子部 5 3 と同期して進退するため 50

、円筒形状の3次元超音波画像と軸方向の高倍率観察像とを得ることができる。したがって、より病変部位の診断が容易となる。

【0049】

次に、第4の実施形態について図14を参照しながら説明する。なお、以下の説明において、上記実施形態において説明した構成要素には同一符号を付し、その説明は省略する。

第4の実施形態と第3の実施形態との異なる点は、第3の実施形態における観察プローブ100ではプローブ側観察手段54及びプローブ側超音波振動子部53が軸方向で固定されているのに対して、第4の実施形態における観察プローブ110では、図14に示すように、プローブ側観察手段54もプローブ側超音波振動子部53と同期して回転する点である。

10

【0050】

すなわち、この観察プローブ110は、プローブ側超音波振動子部53とプローブ側観察手段54とが半径方向外方の同一側面に隣接して配置されており、基端側にプローブ側観察手段54及びプローブ側超音波振動子部53を図14に示す矢印Z6の方向に軸方向で同期して進退させると共に図14に示す矢印Z7の方向に軸方向で回転させる進退回転機構(走査機構、進退機構)111が設けられている。

進退回転機構111は、軸方向で観察プローブ110を進退させる進退駆動用モータ及び軸回りで観察プローブ110を回転させる回転駆動用モータを有しており、各駆動用モータにより観察プローブ110を軸方向で進退させると共に軸方向で回転させる。

20

このとき、表示装置9は、プローブ側観察手段54及びプローブ側超音波振動子部53の距離を補正した高倍率観察画像及び超音波観察画像を表示する。

【0051】

本実施形態に係る観察プローブ110は、プローブ側観察手段54が軸方向で回転するため、2次元の高倍率観察像を得ることができ、より病変部位の診断が容易となる。

【0052】

上記第4の実施形態に係る観察プローブ110に限らず、例えば、図15に示すように、プローブ側観察手段54及びプローブ側超音波振動子部53を背中合わせにして配置した観察プローブ120であってもよい。すなわち、観察プローブ110では、プローブ側観察手段54及びプローブ側超音波振動子部53が半径方向外方の同一側面に設けられていたが、観察プローブ120では、プローブ側観察手段54及びプローブ側超音波振動子部53が半径方向の反対方向側面に設けられている。このとき、表示装置9は、プローブ側観察手段54及びプローブ側超音波振動子部53の回転方向での位相差を補正した高倍率観察画像及び超音波観察画像を表示する。

30

また、2本のプローブを挿通可能なシースに、プローブ側観察手段54及び高倍率側照明手段23を有するプローブとプローブ側超音波振動子部53を有するプローブとを備えた構造としてもよい。

【0053】

なお、本発明の技術範囲は上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において種々の変更を加えることが可能である。

40

例えば、上記第2から第4の実施形態では、マーキング91が蛍光塗料であったが、内視鏡観察手段58による低倍率観察画像内で検出可能であればよく、例えばLEDやファイバによる発光であってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0054】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る超音波内視鏡観察装置の全体構成を示す概略図である。

【図2】本発明の第1の実施形態に係る超音波内視鏡の先端部を示す正面図である。

【図3】本発明の第1の実施形態に係る超音波内視鏡の図2におけるX-X線矢視断面図である。

50

【図 4】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波内視鏡の図 2 における Y - Y 線矢視断面図である。

【図 5】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波内視鏡によって捕捉された観察像を示す模式図である。

【図 6】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波内視鏡の別形態を示す断面図である。

【図 7】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波内視鏡の別形態を示す断面図である。

【図 8】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波内視鏡の別形態を示す平面図である。

【図 9】本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡観察装置の全体構成を示す概略図である。

【図 10】本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡先端部を示す軸方向断面図である。

【図 11】本発明の第 2 の実施形態に係る観察プローブを示す軸方向断面図である。

【図 12】本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡及び観察プローブによって捕捉された観察像を示す模式図である。

【図 13】本発明の第 3 の実施形態に係る観察プローブを示す軸方向断面図である。

【図 14】本発明の第 4 の実施形態に係る観察プローブを示す軸方向断面図である。

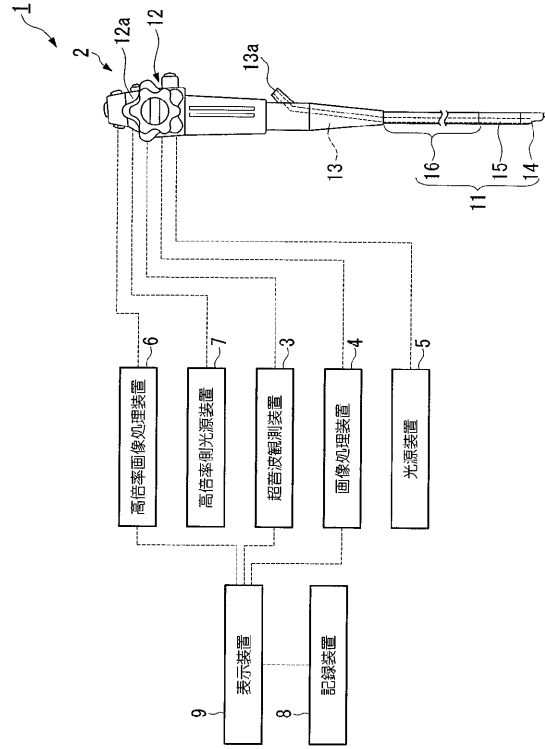
【図 15】本発明の第 4 の実施形態に係る観察プローブの別形態を示す軸方向断面図である。

【符号の説明】

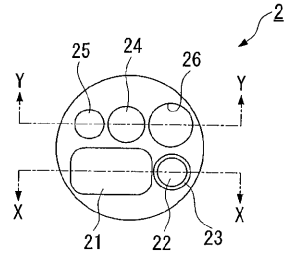
【 0 0 5 5 】

- | | | |
|----------------|-------------------|----|
| 1 | 超音波内視鏡観察装置 | |
| 2、40、41、42 | 超音波内視鏡 | 20 |
| 3 | 超音波観測装置（画像処理装置） | |
| 4 | 画像処理装置 | |
| 6 | 高倍率画像処理装置（画像処理装置） | |
| 8 | 記録装置 | |
| 9 | 表示装置 | |
| 11 | 内視鏡挿入部 | |
| 13 | チャンネル | |
| 21 | 超音波振動子部 | |
| 22 | 高倍率観察手段（第 2 観察手段） | |
| 24 | 観察手段（第 1 観察手段） | 30 |
| 31 | 高倍率側光学系（第 2 光学系） | |
| 32 | 高倍率側 CCD（固体撮像素子） | |
| 33 | 高倍率側イメージガイドケーブル | |
| 41 | 低倍率側光学系（第 1 光学系） | |
| 50 | 内視鏡観察装置 | |
| 51 | 内視鏡 | |
| 52、100、110、120 | 観察プローブ | |
| 53 | プローブ側超音波振動子部 | |
| 54 | プローブ側観察手段 | |
| 56 | 内視鏡画像処理装置（画像処理装置） | 40 |
| 58 | 内視鏡観察手段 | |
| 61 | 内視鏡光学系 | |
| 81 | プローブ側光学系 | |
| 83 | プローブ側イメージガイドケーブル | |
| 90 | 湾曲走査機構（走査機構） | |
| 101 | 進退機構 | |
| 102 | 回転走査機構（走査機構） | |
| 111 | 進退回転機構（走査機構、進退機構） | |

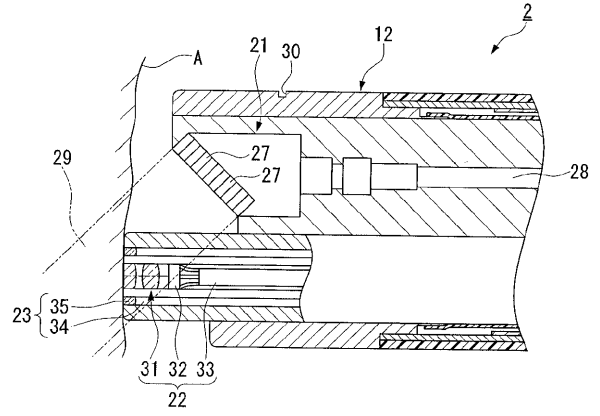
【 図 1 】



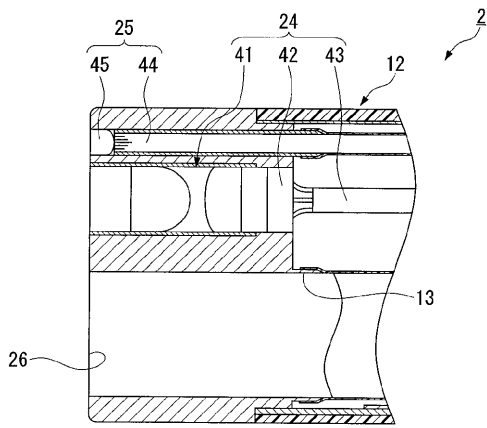
【 図 2 】



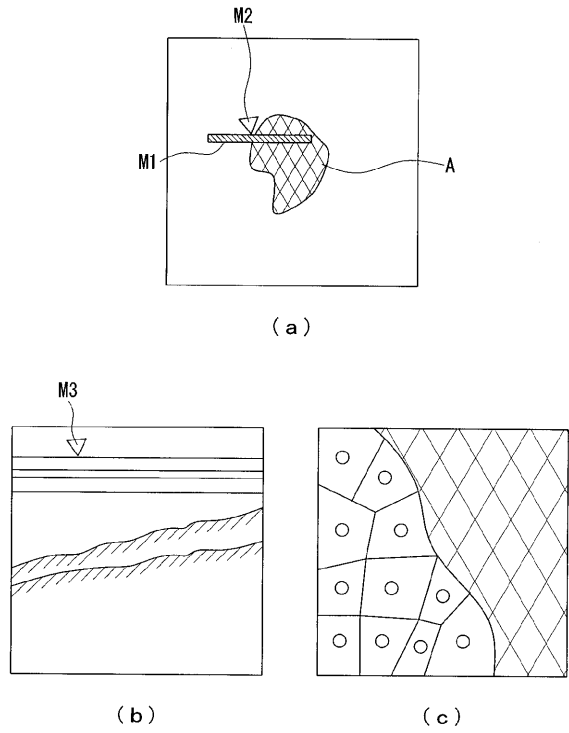
【 図 3 】



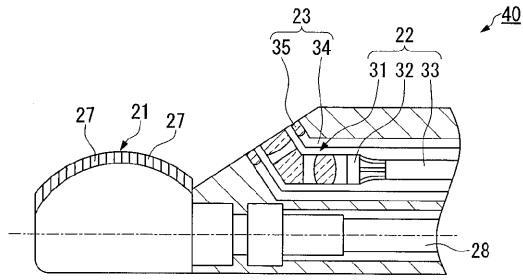
【 図 4 】



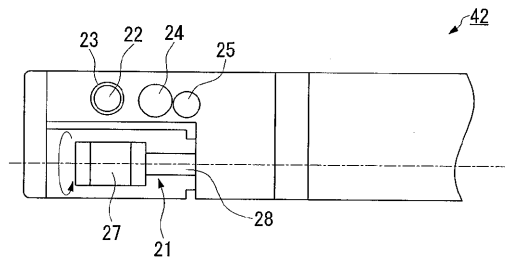
【 図 5 】



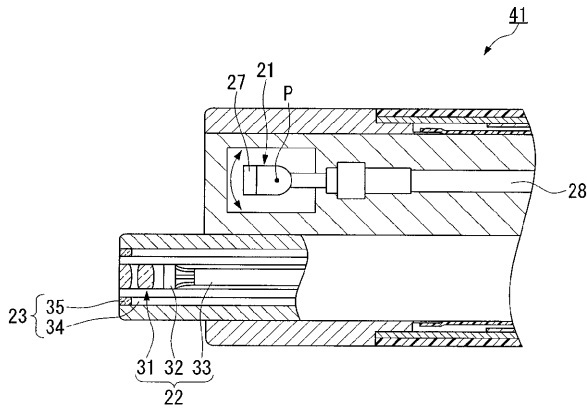
【 図 6 】



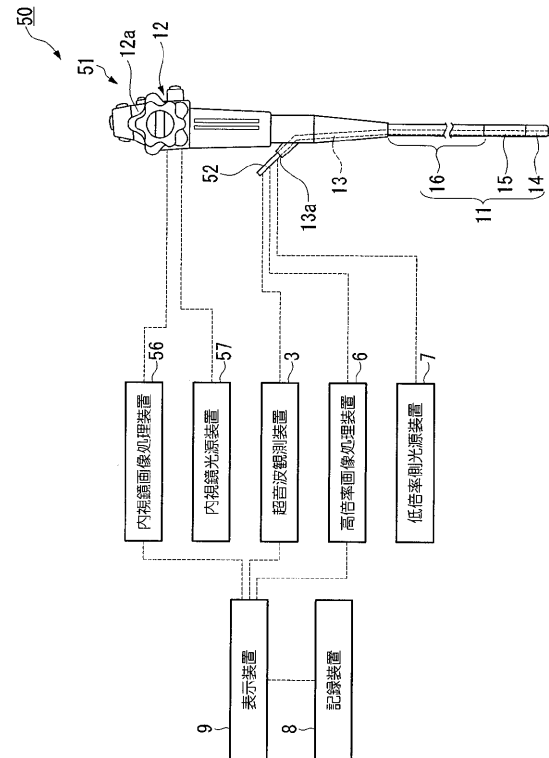
【 図 8 】



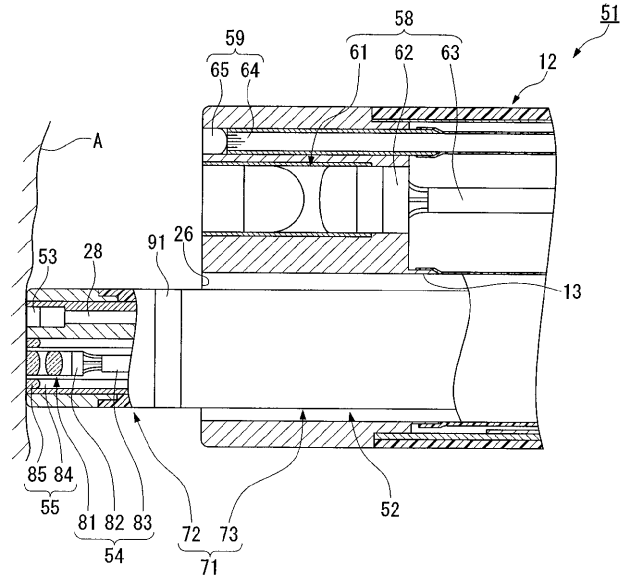
【 図 7 】



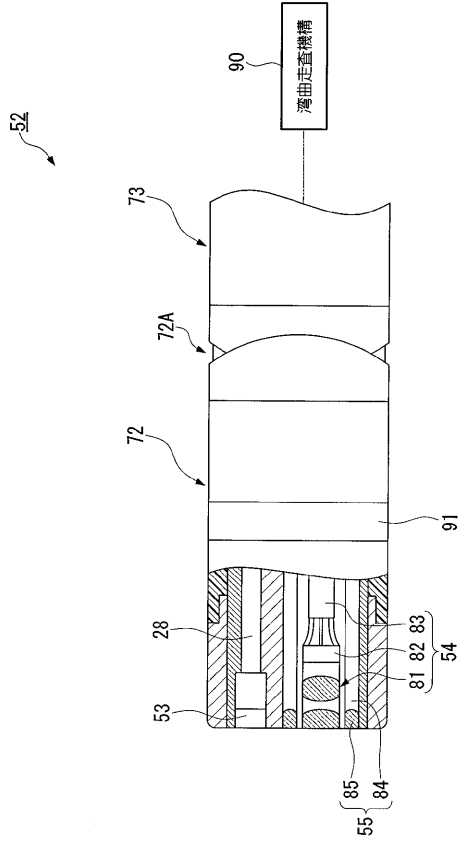
【 図 9 】



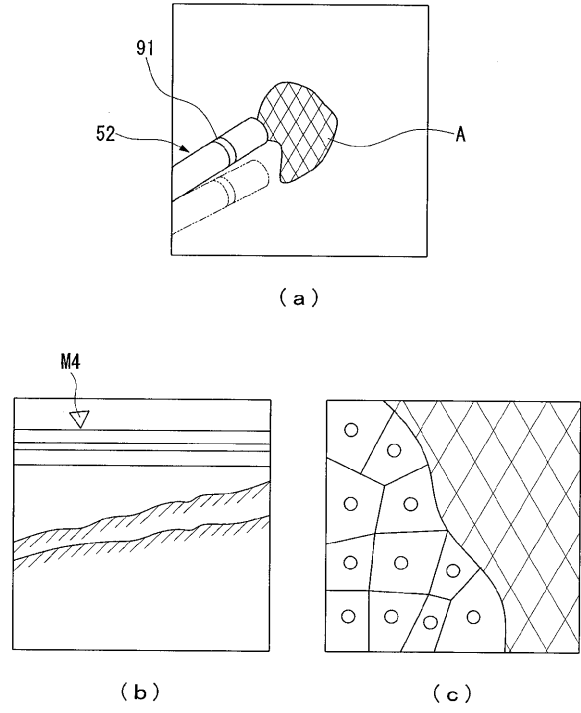
【 図 10 】



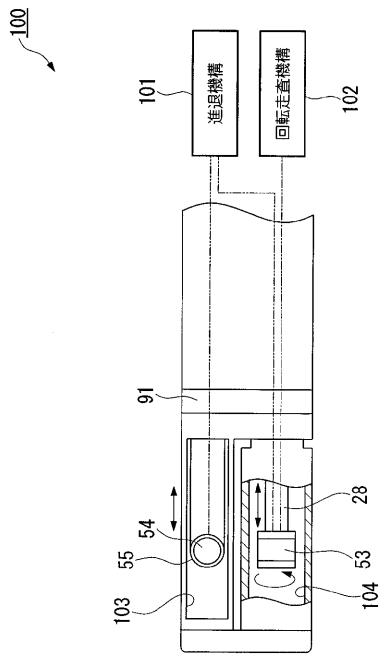
【 図 1 1 】



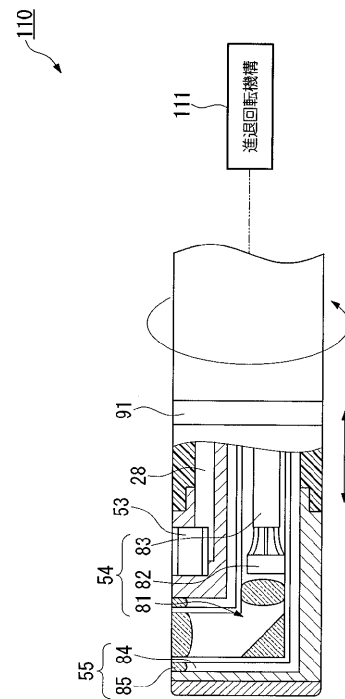
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】

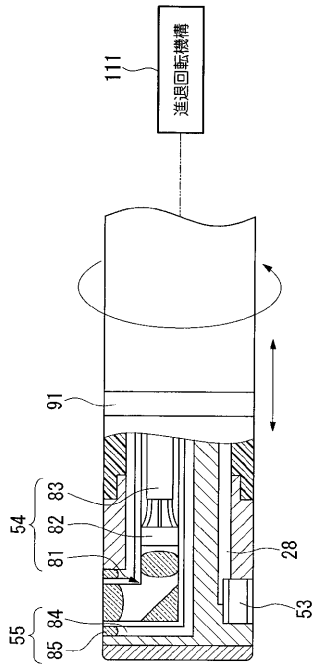


【 図 1 4 】



【 図 1 5 】

120



フロントページの続き

(72)発明者 石黒 努

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス株式会社内

(72)発明者 仁科 研一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス株式会社内

(72)発明者 佐藤 雅俊

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス株式会社内

Fターム(参考) 4C061 BB01 BB08 CC06 FF40 FF47 LL02 LL08 NN05 WW10 WW16

4C601 BB02 BB13 EE09 FE02 FE03 FF20 GA11 KK25

专利名称(译)	超声波内窥镜，观察探头和内窥镜观察装置		
公开(公告)号	JP2005118133A	公开(公告)日	2005-05-12
申请号	JP2003354028	申请日	2003-10-14
[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		
[标]发明人	石黒努 仁科研一 佐藤雅俊		
发明人	石黒努 仁科研一 佐藤雅俊		
IPC分类号	A61B1/00 A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B1/00.530 A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/018.515 A61B1/045.620 A61B1/05 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/NN05 4C061/WW10 4C061/WW16 4C601/BB02 4C601/BB13 4C601/EE09 4C601/FE02 4C601/FE03 4C601/FF20 4C601/GA11 4C601/KK25 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN05 4C161/WW10 4C161/WW16		
代理人(译)	塔奈澄夫 正和青山		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波内窥镜，观察探头和具有该超声波内窥镜的内窥镜观察装置，该超声波内窥镜能够在细胞水平上观察被检体的表面并在短时间内沿其深度方向进行观察。 解决方案：观察装置设置在内窥镜插入部12的远端侧，该观察装置被插入到体腔中并且通过低倍率侧光学系统和比该观察装置高倍率的高倍率侧光学系统观察外部。 设置有用于从外部观察31的高倍率观察装置22和用于发送和接收超声波的超声换能器部21，以及超声换能器部21的扫描范围29和高倍率观察装置22的观察范围。 其特征在于它们中的至少一些重叠。 [选择图]图3

