

(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2014-140460

(P2014-140460A)

(43) 公開日 平成26年8月7日(2014. 8. 7)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F1

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2013-10130 (P2013-10130)
 (22) 出願日 平成25年1月23日 (2013. 1. 23)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 坂本 利男
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 EE05 EE11 EE20 FE02 FF05
 GA03 GB04 GB20

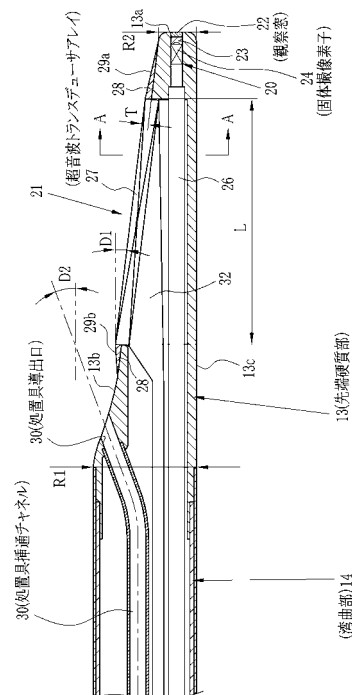
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 体腔内への挿入をスムーズに行うことを可能とするとともに、穿刺処置具の移動に応じた長い超音波観測範囲を得ることを可能とする超音波内視鏡を提供する。

【解決手段】 超音波内視鏡の先端硬質部13には、観察窓22、固体撮像素子24、超音波トランスデューサレイ27が設けられている。先端硬質部13は、湾曲部14に隣接する基端側から先端面13aに向かって徐々に外径が縮小する円錐台状に形成されている。先端面13aには、観察窓22が配される。先端硬質部13では、外周面の一部と湾曲部14の外周面の一部とが湾曲部14の軸線に平行に直線状に連結されて、超音波トランスデューサレイ27が湾曲部14の軸線に対して傾斜して配置されている。超音波トランスデューサレイ27の基端側には、処置具導出口30が配される。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

円錐台状または外周面の一部を斜めに切り取った先細り円柱状の先端硬質部と、
 前記先端硬質部の基端に連設され、複数の湾曲駒を連結した湾曲部と、
 前記湾曲部の基端に連設され、可撓性を有する可撓管部と、
 前記可撓管の基端に連設された操作部と、
 前記操作部に設けられ、前記湾曲部を湾曲させるための湾曲操作部材と、
 前記先端硬質部の先端面に配される観察窓と、
 前記観察窓を透過した観察範囲を撮像する撮像手段と、
 前記円錐台状の先端硬質部の外周面の一部、または斜めに切り取られた切欠き面に配さ
 れる超音波トランスデューサアレイと、
 前記先端硬質部の基端側に開口し、前記超音波トランスデューサアレイの超音波観測範
 囲に向けて穿刺処置具が突出される穿刺処置具挿通路とを備え、
 前記先端硬質部の外周面の一部と前記湾曲部の外周面の一部とが前記湾曲部の軸線に平
 行に直線状に連結されて、前記超音波トランスデューサアレイが前記湾曲部の軸線に対
 して傾斜して配置されることを特徴とする超音波内視鏡。

10

【請求項 2】

前記湾曲部の軸線方向と前記超音波トランスデューサアレイの表面とのなす角度が 10°
 $^\circ$ 以上、 40° 以下であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波内視鏡。

【請求項 3】

前記超音波トランスデューサアレイの表面の前記湾曲部軸線方向における長さが 20 m
 m 以上、 50 m 以下であることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波内視鏡。

20

【請求項 4】

前記超音波トランスデューサアレイの表面の延長線に対して、先端硬質部が外側に向か
 って突出することがない平滑面とされていることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれ
 か 1 項記載の超音波内視鏡。

【請求項 5】

前記超音波トランスデューサアレイは、その表面が前記先端硬質部の外周面に対して一
 段突出して配されており、

前記超音波トランスデューサアレイの先端側及び基端側と、前記先端硬質部との間が平
 滑に連続する傾斜面が形成されていることを特徴とする請求項 4 記載の超音波内視鏡。

30

【請求項 6】

前記超音波トランスデューサアレイは、その表面が前記先端硬質部の外周面と連続して
 配されていることを特徴とする請求項 4 記載の超音波内視鏡。

【請求項 7】

前記湾曲部の軸線方向に対して処置具挿通路から導出される処置具の導出方向の傾斜角
 度が 0° 以上、 30° 以下となることを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項記載
 の超音波内視鏡。

【請求項 8】

前記超音波トランスデューサアレイに接続される配線は、前記超音波トランスデューサ
 アレイの基端側でまとめられ、前記操作部側へ延設されることを特徴とする請求項 1 ない
 し 7 のいずれか 1 項記載の超音波内視鏡。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波観測とともに、穿刺処置具による処置を行うための超音波内視鏡に関
 するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、医療現場において、被検者の体内に超音波を照射し、その反射波を受信して映像

50

化することにより、体内の状態を観察する超音波検査が行われている。こうした超音波検査の1つに、体腔内から超音波を照射する体内式の検査がある。体内式の検査には、内視鏡の鉗子口に挿通して用いられる超音波プローブや、超音波トランスデューサアレイとCCDなどの固体撮像素子が設けられた超音波内視鏡が用いられる。この超音波内視鏡では、体腔内に挿入される挿入部先端に位置する先端硬質部に超音波トランスデューサアレイ及び撮像部が配される。

【0003】

超音波内視鏡を用いた検査では、固体撮像素子を用いた観察及び超音波トランスデューサアレイを用いた超音波観測を行ったときに、患部若しくは患部と疑わしい部位が検出されると、これを関心領域として、この関心領域の生体細胞を採取し、また必要に応じて薬液を注入する等といった処置が行われる。このために、穿刺処置具が用いられる。穿刺処置具は、カテーテルの先端部分に、所定の長さを有する硬質パイプの先端を鋭利な針先とした針管が設けられている。ここで、穿刺処置具は先端部に設けた処置具導出口から導出されるが、処置を超音波トランスデューサアレイによる超音波観測下で行うために、穿刺処置具の導出方向は斜め前方となる。

10

【0004】

超音波内視鏡には、固体撮像素子によって挿入方向前方を観察可能とする直視型の超音波内視鏡と、挿入方向に対して斜め前方を観察可能とする斜視型の超音波内視鏡とが知られている。特許文献1記載の直視型の超音波内視鏡では、先端硬質部の先端に固体撮像素子による観察を行うための観察窓が配され、観察窓よりも基端側に超音波トランスデューサアレイが、超音波トランスデューサアレイの基端側且つ先端硬質部外周面に処置具導出口が配されている。処置具導出口は、挿入部の内部に配され、穿刺処置具が挿通される処置具挿通チャンネルと連通する。上述したように穿刺処置具は、硬質且つ鋭利に形成された針管が設けられているため、処置具挿通チャンネルによる方向転換の角度が大きいと、この部位を通過させるのが難しい。そこで、この超音波内視鏡では、先端硬質部の一部を曲折させる構成とすることにより、処置具挿通チャンネルによる方向転換の角度を小さくして、穿刺処置具が通過しやすくしている。

20

【0005】

特許文献2記載の斜視型の超音波内視鏡は、先端硬質部に形成された傾斜面に、処置具導出口と、観察窓とが設けられ、処置具導出口及び観察窓の前方に超音波トランスデューサアレイが配されている。この超音波内視鏡では、処置具導出口から導出された穿刺処置具は斜め前方に突出して超音波トランスデューサアレイによる観測範囲に進入するとともに、固体撮像素子による観察視野にも進入させることができる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平7-143985号公報

【特許文献2】特開2002-345740号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0007】

しかしながら、上記特許文献1記載の直視型の超音波内視鏡では、先端硬質部を曲折させているため、挿入部を体腔内に挿入させるとき、体腔内の狭窄部分に、先端硬質部の曲折部分が引っ掛かかり、体腔内への挿入抵抗が増加することがある。また、上記特許文献2記載の斜視型の超音波内視鏡では、撮像部の前方に超音波トランスデューサアレイが配されているため、撮像部の観察範囲内に超音波トランスデューサアレイの一部が入り込み、体腔内の観察を妨げる。

【0008】

さらにまた、超音波内視鏡を用いた穿刺処置では、処置具導出口から導出された穿刺処置具が超音波観測の範囲内に入り、且つ穿刺処置具を前後に動かすストロークも確保しな

50

くてはならないため、超音波トランスデューサアレイを長くすることが好ましいが、上記特許文献2記載の斜視型の超音波内視鏡では、撮像部の観察範囲内にさらに入り込むことになるため、超音波トランスデューサアレイを長くすることができない。

【0009】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、その目的は、挿入抵抗を低減させて体腔内への挿入をスムーズに行うことを可能とするとともに、穿刺処置具の移動に応じた長い超音波観測範囲を得ることを可能とす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】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明の超音波内視鏡は、円錐台状または外周面の一部を斜めに切り取った先細り円柱状の先端硬質部と、先端硬質部の基端に連設され、複数の湾曲駒を連結した湾曲部と、湾曲部の基端に連設され、可撓性を有する可撓管部と、可撓管の基端に連設された操作部と、操作部に設けられ、湾曲部を湾曲させるための湾曲操作部材と、先端硬質部の先端面に配される観察窓と、観察窓を透過した観察範囲を撮像する撮像手段と、円錐台状の先端硬質部の外周面の一部、または斜めに切り取られた切欠き面に配される超音波トランスデューサアレイと、先端硬質部の基端側に開口し、超音波トランスデューサアレイの超音波観測範囲に向けて穿刺処置具が突出される穿刺処置具挿通路とを備え、先端硬質部の外周面の一部と湾曲部の外周面の一部とが湾曲部の軸線に平行に直線状に連結されて、超音波トランスデューサアレイが湾曲部の軸線に対して傾斜して配置されることを特徴とする。

10

20

【0011】

湾曲部の軸線方向と超音波トランスデューサアレイの表面とのなす角度が 10° 以上、 40° 以下であることが好ましい。また、超音波トランスデューサアレイの表面の湾曲部軸線方向における長さが 20mm 以上、 50mm 以下であることが好ましい。

【0012】

超音波トランスデューサアレイの表面の延長線に対して、先端硬質部が外側に向かって突出することがない平滑面とされていることが好ましい。また、超音波トランスデューサアレイは、その表面が先端硬質部の外周面に対して一段突出して配されており、超音波トランスデューサアレイの先端側及び基端側と、先端硬質部との間が平滑に連続する傾斜面が形成されていることが好ましい。あるいは、超音波トランスデューサアレイは、その表面が先端硬質部の外周面と連続して配されていることが好ましい。

30

【0013】

湾曲部の軸線方向に対して処置具挿通路から導出される処置具の導出方向の傾斜角度が 0° 以上、 30° 以下となることが好ましい。

【0014】

超音波トランスデューサアレイに接続される配線は、超音波トランスデューサアレイの基端側でまとめられ、操作部側へ延設されることが好ましい。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、円錐台状の先端硬質部の外周面の一部、または斜めに切り取られた切欠き面に超音波トランスデューサアレイが配され、先端硬質部の外周面の一部と湾曲部の外周面の一部とが湾曲部の軸線に平行に直線状に連結されて、超音波トランスデューサアレイが湾曲部の軸線に対して傾斜して配置されているので、挿入抵抗を低減させて体腔内への挿入をスムーズに行うことを可能とするとともに、穿刺処置具の移動に応じた長い超音波観測範囲を得ることを可能とする。

40

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の超音波内視鏡の一例を示す外観図である。

【図2】挿入部の先端硬質部の斜視図である。

【図3】超音波トランスデューサアレイに沿った先端硬質部周辺の断面図である。

50

【図４】図３のＡ－Ａ線に沿った断面図である。

【図５】超音波トランスデューサアレイの表面を先端硬質部の外周面と連続して配した一例を示す断面図である。

【図６】体腔内における超音波観測を説明する説明図である。

【図７】本発明の第２実施形態を示す斜視図である。

【図８】本発明の第２実施形態を示す断面図である。

【図９】図８のＢ－Ｂ線に沿った断面図である。

【発明を実施するための形態】

【００１７】

図１において、超音波内視鏡２は、周知の如く、患者の体腔内に挿入される挿入部１０と、挿入部１０に連設された操作部１１と、プロセッサ装置および光源装置（ともに図示せず）に接続されるコネクタ（図示せず）と操作部１１間を繋ぐユニバーサルコード１２とを有する。

10

【００１８】

挿入部１０は、その先端部分に設けられ、固体撮像素子２４（撮像手段）や超音波トランスデューサアレイ２７（図２および図３参照）等が内蔵された先端硬質部１３と、先端硬質部１３の基端に連設され、円筒状の湾曲駒を複数連結した湾曲部１４と、湾曲部１４の基端に連設された可撓性を有する可撓管部１５とを備え、可撓管部１５の基端に操作部１１が連設されている。

【００１９】

操作部１１には、湾曲部１４を上下左右方向に湾曲させるためのアングルノブ１６等が設けられている。また、操作部１１の挿入部１０側には、鉗子や穿刺針、高周波メス等の処置具が挿通される処置具入口１７が設けられている。アングルノブ１６には、図示しないプーリが連結されており、このプーリに巻き掛けられ、湾曲部１４の湾曲駒に接続されたワイヤをアングルノブ１６の回転操作により牽引して湾曲部１４を湾曲させることができる。

20

【００２０】

図２および図３において、先端硬質部１３には、観察画像取得部２０、および超音波観測部２１が設けられている。観察画像取得部２０は、観察窓２２、対物レンズ２３、固体撮像素子２４、照明窓２５、および配線２６等から構成される。

30

【００２１】

先端硬質部１３は、例えば硬質樹脂などから形成され、剛性を有する。この先端硬質部１３は、湾曲部１４に隣接する基端側から観察画像取得部２０が配される先端面１３ａに向かって徐々に外径が縮小する円錐台状に形成されている。なお、ここでいう円錐台状とは、略円錐台状である場合も含む。なお、先端硬質部１３は、その基端側における最大外径Ｒ１が１７ｍｍ以下、先端側における最小外径Ｒ２が１４ｍｍ以下とすることが好ましい。

【００２２】

観察窓２２は、先端硬質部１３の先端面１３ａに、挿入方向前方に向けて取り付けられている。観察窓２２から入射した観察部位の像光は、対物レンズ２３で固体撮像素子２４の撮像面に結像される。固体撮像素子２４は、観察窓２２、対物レンズ２３を透過して撮像面に結像された観察部位の像光を光電変換して、撮像信号を出力する。固体撮像素子２４で出力された撮像信号は、挿入部１０から操作部１１まで延設された配線２６を經由して、ユニバーサルコード１２によりプロセッサ装置に伝送される。プロセッサ装置は、伝送された撮像信号に対して、各種信号処理、および画像処理を施し、内視鏡光学画像としてモニタ（図示せず）に表示する。

40

【００２３】

照明窓２５は、観察窓２２を挟んで両側に設けられている。照明窓２５には、ライトガイド（図示せず）の出射端が接続されている。ライトガイドは、挿入部１０から操作部１１まで延設され、その入射端は、ユニバーサルコード１２を介して接続された光源装置の

50

光源に接続されている。光源で発せられた照明光は、ライトガイドを伝って照明窓 2 5 から観察部位に照射される。配線 2 6 及びライトガイドは、挿入部 1 0 から操作部 1 1 まで延設され、ユニバーサルコード 1 2 を介してプロセッサ装置に接続されている。

【 0 0 2 4 】

超音波観測部 2 1 は、超音波トランスデューサアレイ 2 7 を備えている。超音波トランスデューサアレイ 2 7 は、多数の超音波振動子を先端硬質部 1 3 の外周面 1 3 b に沿った凸曲面形状に配列したもので構成される。この超音波トランスデューサアレイ 2 7 は、例えばコンベックス走査や、リニア走査など電子式で走査が行われる。

【 0 0 2 5 】

先端硬質部 1 3 は、その外周面 1 3 b が、基端側の中心と、先端側の中心とが偏心する偏心テーパ状に形成されており、図 4 に示すように、湾曲部 1 4 の軸線方向と直交する面で切断した外周面 1 3 b の断面が、円形状になるように形成されている。なお、ここでいう円形状とは、略円形状である場合を含み、長径と短径の差が小さい楕円形状や、円に内接する多角形状なども含まれる。なお、図 4 に示す断面図では、煩雑化を防ぐため、配線 2 6、配線 3 2、ライトガイドなどの図示を省略している。

10

【 0 0 2 6 】

先端硬質部 1 3 では、外周面の一部と湾曲部 1 4 の外周面の一部とが湾曲部 1 4 の軸線に平行に直線状に連結されて、超音波トランスデューサアレイ 2 7 が湾曲部 1 4 の軸線に対して傾斜して配置されている。本実施形態では、超音波トランスデューサアレイ 2 7 の取付面とは反対側の外周面 1 3 c と湾曲部 1 4 の外周面の一部とが湾曲部 1 4 の軸線に平行に直線状に連結されている。なお、ここでいう反対側とは、湾曲部 1 4 の中心軸に対して略反対側であることも含む。超音波トランスデューサアレイ 2 7 を、湾曲部 1 4 の軸線方向に対して傾斜する位置に取り付けたことにより、超音波トランスデューサアレイ 2 7 による超音波観測は、湾曲部 1 4 の軸線方向に対して斜め前方の超音波観測範囲 A (図 6 の網掛けを施した範囲) に対して行われる。なお、湾曲部 1 4 の軸線方向と超音波トランスデューサアレイ 2 7 の表面とのなす傾斜角度 D 1 は、1 0 ° 以上、4 0 ° 以下であることが好ましい。

20

【 0 0 2 7 】

また、超音波トランスデューサアレイ 2 7 は、その表面が、先端硬質部 1 3 の外周面 1 3 b に対して一段突出して配されており、その突出量 T は、0 mm ~ 3 mm となっている。さらにまた、この超音波トランスデューサアレイ 2 7 と外周面 1 3 b との段差を埋める、例えば接着剤などの充填材 2 8 が充填されている。この充填材 2 8 により、超音波トランスデューサアレイ 2 7 の先端側及び基端側と、先端硬質部 1 3 との間を平滑に連続する傾斜面 2 9 a、2 9 b が形成されている。なお、これに限らず、このような傾斜面 2 9 a、2 9 b を先端硬質部 1 3 と一体に形成してもよい。また、図 5 に示すように、超音波トランスデューサアレイ 2 7 を、その表面が外周面 1 3 b と連続する面に形成して平滑に連続するようにしてもよい。

30

【 0 0 2 8 】

先端硬質部 1 3 における超音波トランスデューサアレイ 2 7 の配設位置より基端側には処置具導出口 3 0 が設けられている。超音波トランスデューサアレイ 2 7 の基端側と外周面 1 3 b との間に形成されている傾斜面 2 9 b は、処置具導出口の先端側に隣接する位置まで形成されている。この処置具導出口 3 0 は、外周面 1 3 b を開口して形成されている。また、外周面 1 3 b には、外側に突出する突起物などは形成されていない。よって、超音波トランスデューサアレイ 2 7 の表面の延長線に対して、先端硬質部 1 3 が外側に向かって突出することがない平滑面に形成されている。

40

【 0 0 2 9 】

挿入部 1 0 及び操作部 1 1 内には、一端が処置具導出口 3 0 に通じる処置具挿通チャンネル 3 1 (穿刺処置具挿通路) が設けられている。処置具挿通チャンネル 3 1 の他端は、処置具入口 1 7 に接続している。処置具挿通チャンネル 3 1 は、処置具入口 1 7 から挿通された穿刺処置具を導出して処置具導出口 3 0 から突出させる。

50

【0030】

処置具挿通チャンネル31は、湾曲部14内に配されている部分は、湾曲部14の軸線方向と平行に配されているが、処置具導出口30の近傍では、湾曲部14の軸線方向に対して傾斜する方向に屈曲している。処置具導出口30によって穿刺処置具が導出される方向は、超音波トランスデューサレイ27による超音波観測方向と交差するように設定されている。よって、処置具挿通チャンネル31に挿通された穿刺処置具は、処置具導出口30から導出されて、超音波トランスデューサレイ27の超音波観測範囲に進入させることができる。なお、穿刺処置具は、処置具挿通チャンネル31の屈曲が大きいと、この部位を通過させるのが難しくなるため、湾曲部14の軸線方向に対して処置具導出口30から導出される穿刺処置具の導出方向の傾斜角度D2が0°以上、30°以下となることが好ましい。

10

【0031】

超音波トランスデューサレイ27は、観察窓22よりも基端側に位置しているため、観察画像取得部20の観察範囲に入り込むことが無い。よって、超音波トランスデューサレイ27は、挿入部10の挿入方向、すなわち湾曲部14の軸線方向における寸法を長くすることが可能であり、超音波トランスデューサレイ27の表面の湾曲部軸線方向における長さLが20mm以上、50mm以下であることが好ましい。

【0032】

超音波トランスデューサレイ27に接続される配線32は、超音波トランスデューサレイ27の基端側でまとめられた状態で、挿入部10から操作部11まで延設され、ユニバーサルコード12を介してプロセッサ装置に接続されている。これにより、部品配置スペースが少ない先端硬質部13内の先端付近に余裕ができるため、観察画像取得部20の配置における自由度が向上する。

20

【0033】

配線32には、プロセッサ装置から超音波トランスデューサレイ27を駆動させて超音波を発するための駆動制御信号が伝送され、また、エコー信号の受信により超音波トランスデューサレイ27から出力された検出信号がプロセッサ装置に伝送される。プロセッサ装置は、伝送された検出信号に対して、各種信号処理、および画像処理を施し、超音波断層画像としてモニタに表示する。

【0034】

超音波内視鏡2で体腔内を観察する際には、まず、挿入部10を体腔内に挿入し、観察画像取得部20で取得された内視鏡光学画像をモニタで観察しながら、観察部位を探索する。上述したように、先端硬質部13を円錐台状にし、超音波トランスデューサレイ27の表面の延長線に対して、先端硬質部13が外側に向かって突出することがない平滑面にされているので、体腔内への挿入をスムーズに行うことができる。また、先端面13aに観察窓22を設けているため、超音波トランスデューサレイ27が観察範囲に入り込むことがなく、挿入方向前方の観察範囲を観察しながら、挿入部10を適切な挿入方向へ導くことができる。

30

【0035】

図6に示すように、観察画像取得部20で探索した観察部位33に超音波トランスデューサレイ27が密着され、超音波観測を行う指示がなされると、配線32を介して、プロセッサ装置からの駆動制御信号が超音波トランスデューサレイ27に入力される。駆動制御信号が入力されると、超音波トランスデューサレイ27の電極に規定の電圧が印加される。そして、超音波トランスデューサレイ27の圧電体が励振され、所定の観測範囲内に超音波が発せられる。

40

【0036】

超音波の照射後、観測範囲内からのエコー信号が超音波トランスデューサレイ27で受信される。この超音波の照射、およびエコー信号の受信は、駆動する超音波トランスデューサをずらしながら繰り返し行われる。これにより、超音波観測範囲A内に超音波が走査される。プロセッサ装置では、エコー信号を受信して超音波トランスデューサレイ2

50

7から出力された検出信号を元に、超音波観測範囲A内の超音波画像が生成される。生成された超音波画像は、モニタに表示される。

【0037】

術者は、モニタの超音波画像を見ながら、処置具挿通チャンネル31に穿刺処置具34を挿通させて穿刺処置を行う。処置具導出口30から穿刺処置具34を導出させると、超音波観測範囲A内に穿刺処置具34を突出させることができる。上述したように、超音波トランスデューサアレイ27は、湾曲部14の軸線方向における長さLが長く設定されているため、処置具導出口30から導出された穿刺処置具34が超音波観測範囲A内に確実に入り、且つ穿刺処置具34を十分なストロークで移動させても超音波観測範囲Aから外れることがない。

10

【0038】

そして、穿刺処置具34を前後に移動させて超音波観測範囲A内の関心領域35の生体細胞を採取、または薬液を注入した後、穿刺処置具34を処置具挿通チャンネル31から引き抜いて穿刺処置が終了する。さらに、穿刺処置の終了後、挿入部10を体腔内から抜去するとき、上述したように、超音波トランスデューサアレイ27の基端側に傾斜面29aが形成されているため、挿入部10の抜去操作をスムーズに行うことができる。

【0039】

上記第1実施形態では、先端硬質部を円錐台状に形成しているが、本発明はこれに限るものではなく、以下で説明する第2実施形態では、図7～図9に示すように、先端硬質部を外周面の一部を斜めに切り取った先細り円柱状に形成している。なお、以下では、上記第1実施形態と同じ部品を用いる場合は同符号を付して説明を省略する。

20

【0040】

第2実施形態の先端硬質部50は、観察画像取得部20及び超音波観測部51を備えている。この先端硬質部50は、先端側外周面の一部を斜めに切り取り、湾曲部14に隣接する基端側よりも観察画像取得部20が配される先端側が細くなっている先細り円柱状に形成されている。なお、ここでいう円柱状とは、略円柱状である場合も含む。

【0041】

観察窓22は、先端硬質部50の先端面50aに、挿入方向前方に向けて取り付けられている。観察窓22から入射した観察部位の像光は、対物レンズ23で固体撮像素子24の撮像面に結像される。照明窓25は、観察窓22を挟んで両側に設けられている。先端硬質部50は、先端面50aと、外周面50bと、円柱状の一部を切り欠いて形成された切欠き面50cとを有する。切欠き面50cは、平面状に形成されている。図9に示すように、先端硬質部50は、湾曲部14の軸線方向と直交する面で切断した外周面50bの断面が、円弧状になるように形成されている。なお、ここでいう円弧状とは、略円弧状である場合を含み、長径と短径の差が小さい楕円弧状や、円に内接する多角形状の一部なども含まれる。また、先端硬質部50は、その基端側における最大外径R1が17mm以下、先端側における最小外径R3が14mm以下とすることが好ましい。なお、この最小外径R3とは、先端硬質部50の先端面50aにおいて切欠き面50cと直交する面に沿った外径のことを示す。

30

【0042】

超音波観測部51は、超音波トランスデューサアレイ52を備えている。超音波トランスデューサアレイ52は、多数の超音波振動子を先端硬質部50の切欠き面50cに沿った平面状に配列したもので構成される。この超音波トランスデューサアレイ52は、超音波トランスデューサアレイ27と同様に、例えばコンベックス走査や、リニア走査など電子式で走査が行われる。

40

【0043】

先端硬質部50では、外周面の一部と湾曲部14の外周面の一部とが湾曲部14の軸線に平行に直線状に連結されて、超音波トランスデューサアレイ52が湾曲部14の軸線に対して傾斜して配置されている。本実施形態では、超音波トランスデューサアレイ52の取付面である切欠き面50cとは反対側の外周面50bと湾曲部14の外周面の一部とが

50

湾曲部 1 4 の軸線に平行に直線状に連結されている。なお、ここでいう反対側とは、湾曲部 1 4 の中心軸に対して略反対側であることも含む。上記第 1 実施形態と同様に、超音波トランスデューサアレイ 5 2 による超音波観測は、湾曲部 1 4 の軸線方向に対して斜め前方の超音波観測範囲に対して行われる。なお、湾曲部 1 4 の軸線方向と超音波トランスデューサアレイ 5 2 の表面とのなす傾斜角度 $D 1$ は、 10° 以上、 40° 以下であることが好ましい。

【0044】

また、超音波トランスデューサアレイ 5 2 は、その表面が、切欠き面 5 0 c に対して一段突出して配されており、その突出量 T は、 $0\text{ mm} \sim 3\text{ mm}$ となっている。さらにまた、この超音波トランスデューサアレイ 5 2 と切欠き面 5 0 c との段差を埋める接着剤など充填材 5 3 が充填されている。この充填材 5 3 により、超音波トランスデューサアレイ 2 7 の先端側及び基端側と、先端硬質部 1 3 との間を平滑に連続する傾斜面 5 4 a , 5 4 b が形成されている。なお、これに限らず、このような傾斜面 5 4 a , 5 4 b を先端硬質部 5 0 と一体に形成してもよい。また、超音波トランスデューサアレイ 5 2 を、その表面が切欠き面 5 0 c と連続する面に形成して平滑に連続するようにしてもよい。

10

【0045】

切欠き面 5 0 c における超音波トランスデューサアレイ 5 2 の配設位置より基端側には処置具導出口 5 5 が設けられている。処置具導出口 5 5 は処置具挿通チャネル 3 1 の一端が通じている。超音波トランスデューサアレイ 5 2 の基端側と切欠き面 5 0 c との間に形成されている傾斜面 5 4 b は、処置具導出口 5 5 の先端側に隣接する位置まで形成されている。この処置具導出口 5 5 は、切欠き面 5 0 c を開口して形成されている。また、切欠き面 5 0 c には、外側に突出する突起物などは形成されていない。よって、超音波トランスデューサアレイ 5 2 の表面の延長線に対して、先端硬質部 1 3 が外側に向かって突出することがない平滑面に形成されている。また、処置具導出口 5 5 から導出される穿刺処置具の導出方向の傾斜角度 $D 2$ が 0° 以上、 30° 以下となることが好ましい。

20

【0046】

超音波トランスデューサアレイ 5 2 は、観察窓 2 2 よりも基端側に位置しているため、超音波トランスデューサアレイ 5 2 は、挿入部 1 0 の挿入方向、すなわち湾曲部 1 4 の軸線方向における寸法を長くすることが可能であり、超音波トランスデューサアレイ 5 2 の表面の湾曲部軸線方向における長さ L が 20 mm 以上、 50 mm 以下であることが好ましい。

30

【0047】

超音波トランスデューサアレイ 5 2 に接続される配線 5 6 は、超音波トランスデューサアレイ 2 7 の配線 3 2 と同様に、基端側でまとめられた状態で、挿入部 1 0 から操作部 1 1 まで延設され、ユニバーサルコード 1 2 を介してプロセッサ装置に接続されている。

【0048】

上述したように、先端硬質部 5 0 を外周面の一部を斜めに切り取った先細り円柱状にし、超音波トランスデューサアレイ 5 2 の表面の延長線に対して、切欠き面 5 0 c が外側に向かって突出することがない平滑面にされているので、体腔内への挿入をスムーズに行うことができる。さらに、超音波トランスデューサアレイ 5 2 は、上記第 1 実施形態の超音波トランスデューサアレイ 2 7 と同様に、湾曲部 1 4 の軸線方向における長さ L が長く設定されているため、処置具導出口 5 5 から導出された穿刺処置具が超音波観測範囲内に確実に入り、且つ穿刺処置具を十分なストロークで移動させても超音波観測範囲から外れることがない。

40

【0049】

なお、図面と請求項発明との上記対応は参考を示したものであって、本発明は、特許請求の範囲を逸脱しない範囲において種々変更できることはいうまでもない。

【符号の説明】

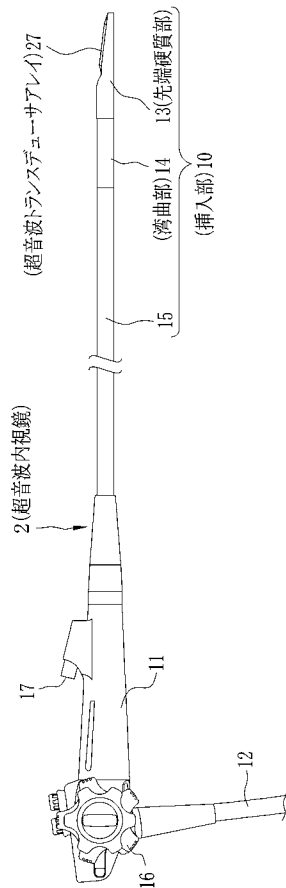
【0050】

2 超音波内視鏡

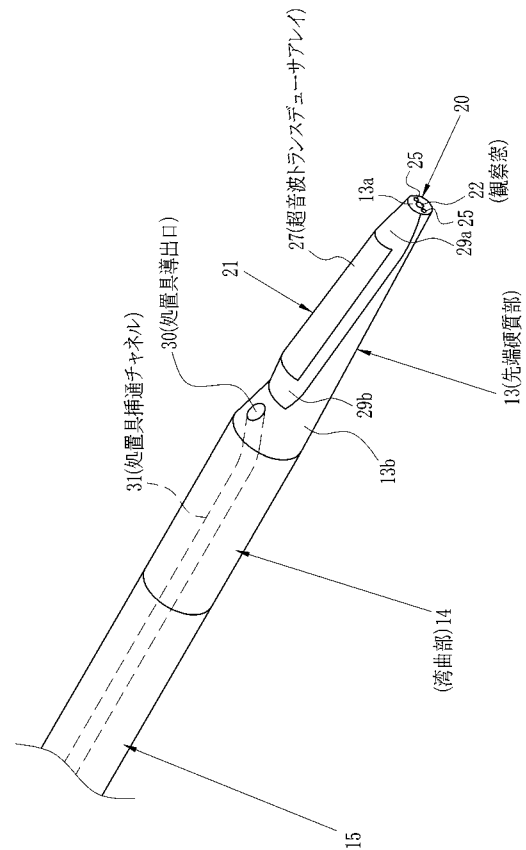
50

- 13, 50 先端硬質部
- 13a, 50a 先端面
- 13b, 50b 外周面
- 50c 切欠き面
- 20 観察画像取得部
- 21, 51 超音波観測部
- 22 観察窓
- 24 固体撮像素子
- 27, 52 超音波トランスデューサアレイ
- 29a, 29b, 54a, 54b 傾斜面
- 30, 55 処置具導出口
- 31 処置具挿通チャネル
- 32, 56 配線
- 34 穿刺処置具

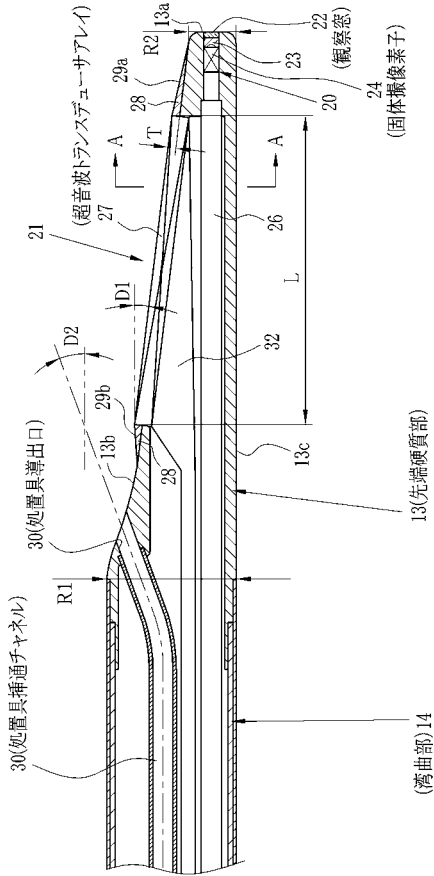
【 図 1 】



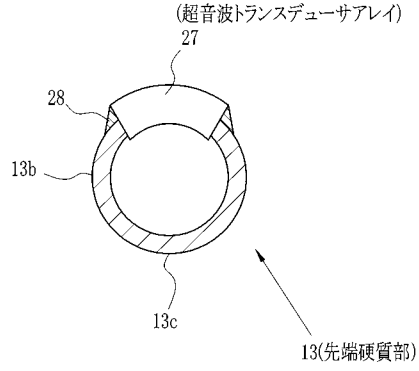
【 図 2 】



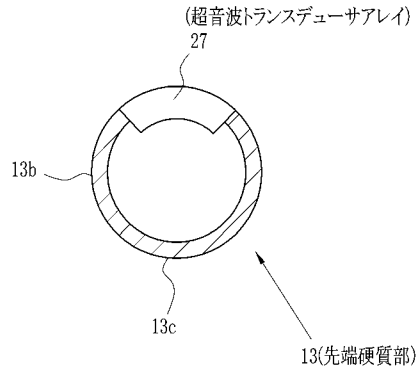
【 図 3 】



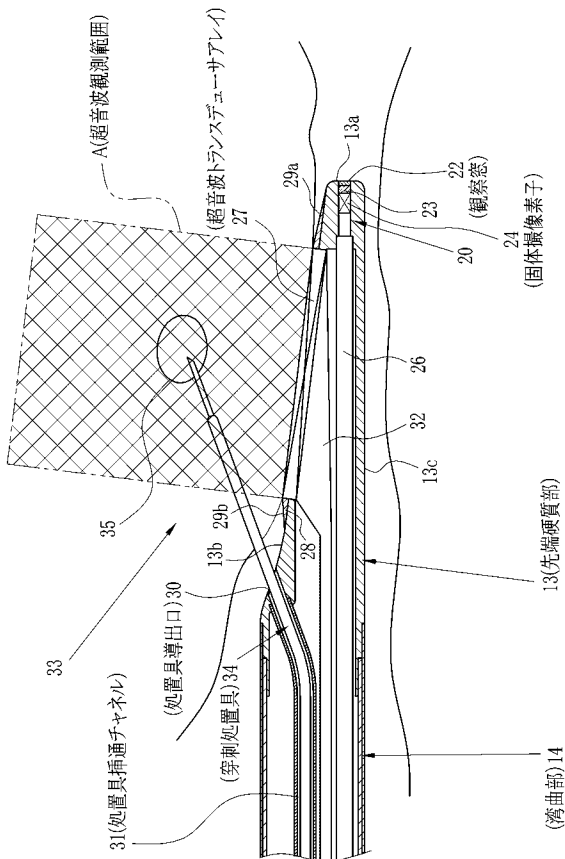
【 図 4 】



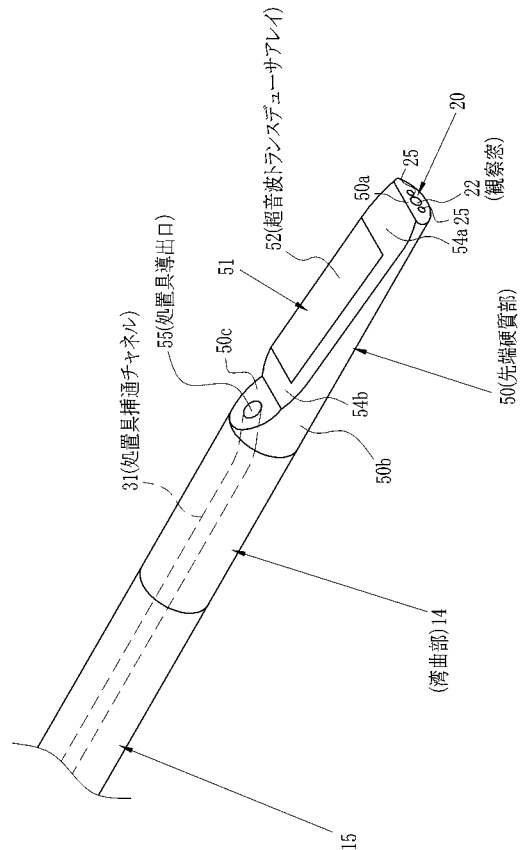
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	超声波内视镜		
公开(公告)号	JP2014140460A	公开(公告)日	2014-08-07
申请号	JP2013010130	申请日	2013-01-23
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	坂本利男		
发明人	坂本 利男		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE05 4C601/EE11 4C601/EE20 4C601/FE02 4C601/FF05 4C601/GA03 4C601/GB04 4C601/GB20		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声内窥镜，该超声内窥镜既能顺利插入体腔，又能获得与穿刺治疗仪的运动相对应的长超声观察范围。解决方案：超声内窥镜的尖端坚硬部分13配有观察窗22，实心成像元件24和超声换能器阵列27。尖端硬质部13形成为截锥形状，其外径从与弯曲部相邻的基端侧朝向尖端表面13a逐渐收缩。14.观察窗22布置在尖端表面13a上。在尖端硬质部13中，其外周面的一部分与弯曲部14的外周面的一部分线性平行地与弯曲部14的轴线平行地连接，并且超声波换能器阵列27配置在相对于弯曲部14的轴线倾斜的形式。在超声波换能器阵列27的基端侧配置有处置器具引出口30。

