

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B1)

(11) 特許番号

特許第5265823号  
(P5265823)

(45) 発行日 平成25年8月14日(2013.8.14)

(24) 登録日 平成25年5月10日(2013.5.10)

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

請求項の数 14 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2013-506030 (P2013-506030)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成24年10月25日(2012.10.25)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/077574		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
審査請求日	平成25年2月7日(2013.2.7)	(74) 代理人	100076233
(31) 優先権主張番号	特願2011-236391 (P2011-236391)		弁理士 伊藤 進
(32) 優先日	平成23年10月27日(2011.10.27)	(74) 代理人	100101661
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 長谷川 靖
早期審査対象出願		(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	橋口 敏彦
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	川島 知直
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波観察装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を送受信する超音波送受信面を有する超音波振動子と、  
前記超音波振動子を固定保持する保持部と、  
前記保持部が先端に固設され硬性の筒状に形成される挿入部と、  
硬性の棒状若しくは筒状に形成され前記挿入部に対し挿脱自在に挿通配置される挿入補助具と、  
を具備し、

前記保持部は、前記挿入部の先端から長軸方向に対して離間する方向に所定の角度をもって屈曲した形状となるように、前記挿入部の先端に固設されており、

前記挿入部に前記挿入補助具を挿通配置したとき、前記挿入補助具の先端面に接する直線の延長線が前記超音波送受信面に接するように、前記挿入部の長軸方向に対する前記保持部の屈曲角度が設定されていることを特徴とする超音波観察装置。

【請求項2】

前記挿入補助具の先端面は傾斜平面若しくは傾斜円筒面によって形成されており、  
前記挿入部に前記挿入補助具を挿通配置したとき、長手方向軸を含む断面図上において前記挿入補助具の傾斜平面に沿う直線の延長線が前記超音波送受信面に接するように、前記挿入部の長軸方向に対する前記保持部の屈曲角度が設定されていることを特徴とする請求項1に記載の超音波観察装置。

【請求項3】

10

20

前記保持部の背面は平面若しくは円筒面によって形成されており、長手方向軸を含む断面図上において、

前記保持部の背面に沿う直線と前記挿入補助具の傾斜平面に沿う直線とが、平行若しくは先端側で鋭角を成して交わるように、前記挿入部の長軸方向に対する前記保持部の屈曲角度が設定されていることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観察装置。

【請求項 4】

前記超音波送受信面は、先端隅部が R 形状に形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観察装置。

【請求項 5】

前記挿入部は、先端寄りの所定の領域に開口を有して形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観察装置。

10

【請求項 6】

前記挿入部に前記挿入補助具が挿通配置された状態において、少なくとも先端寄りの所定の領域では、

前記保持部及び前記挿入部の長軸方向に直交する断面の外周長が、

最先端寄りの第 1 の部位に比べて基端寄りの第 2 の部位の方が大となるように形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観察装置。

【請求項 7】

前記第 1 の部位は、前記保持部の長軸方向における略中央部近傍部位であり、

前記第 2 の部位は、前記挿入部の先端開口の基端側近傍部位であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波観察装置。

20

【請求項 8】

前記先端寄りの所定の領域における前記断面外周長は、

前記第 1 の部位と、前記第 2 の部位と、前記第 1 の部位と前記第 2 の部位との間に位置する第 3 の部位及び第 4 の部位との少なくとも四つの部位において、先端側から段階的に大となるように変位することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波観察装置。

【請求項 9】

前記第 3 の部位は、前記挿入補助具の先端傾斜面の略中央部近傍部位であり、

前記第 4 の部位は、前記挿入部の先端開口の略中央部近傍部位であることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波観察装置。

30

【請求項 10】

前記先端寄りの所定の領域における前記断面外周長は、

前記第 1 の部位から前記第 2 の部位にかけて徐々に大となるように変位することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波観察装置。

【請求項 11】

前記挿入補助具は処置具挿通路を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観察装置。

【請求項 12】

前記挿入補助具は光学観察部を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観察装置。

40

【請求項 13】

前記保持部は電氣的絶縁性を有する樹脂製部材によって形成されており、

前記保持部の外表面は金属製部材からなるハウジング部材によって覆われていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観察装置。

【請求項 14】

前記ハウジング部材と前記挿入部とは二部材によって構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観察装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

この発明は、経尿道的に挿入し得る超音波観察装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、前立腺癌の罹患者数が増加傾向にある。従来、前立腺癌の確定診断の手技としては、超音波観察下における経直腸生検が主流であった。

【0003】

一般に、穿刺生検の際には腫瘍組織内の穿刺経路が長いほど採取される腫瘍細胞が多くなるので、腫瘍細胞が確認される確率は高くなる。このことから、穿刺経路を長く取ることが望ましい。

【0004】

また、前立腺癌は前立腺の辺縁部に多発する傾向がある。しかしながら、経直腸生検では、穿刺経路中の前立腺辺縁を通過する部分が短くなってしまいう傾向がある。このことから、経直腸生検によって前立腺癌の腫瘍細胞の発見の確率を向上させるには限界がある。

【0005】

そこで、より確実に腫瘍細胞を採取するための手技として、超音波観察下による経尿道生検を行うことが考えられる。例えば、特開2001-37775号公報等によって開示されている装置は、軟性の挿入部（プローブ）を経直腸的若しくは経尿道的に挿入する手段を開示している。

【0006】

ところが、上記特開2001-37775号公報等によって開示されている装置は、軟性挿入部を用いた例を記載しているのみであり、その他の手段、例えば硬性挿入部を経尿道的に挿入することについての開示はない。

【0007】

一般に、硬性の挿入部を、狭く閉塞した管腔である尿道に挿入して、その先端部を前立腺付近にまで到達させるためには、挿入部形状、特に先端部の形状は挿通し易く構成する工夫が必要である。特に経尿道挿入の場合、閉じた尿道を押し抜けながら挿入することになるので、先端部の形状によっては円滑な挿入が行い難いことがある。

【0008】

従来の超音波観察装置の挿入部の先端部の形状としては、例えば先端が略平面状に形成されているものや、バルーン取り付け用のリング状突起等を有して形成されているもの（メカニカルラジアル型）等がある。しかしながら、これら従来のものでは、閉塞した尿道を押し抜けながら挿入するには、いずれも適切な形状であると言えない。

【0009】

さらに、経尿道挿入を行うのに際し、尿道は尿道括約筋近傍から前立腺付近にかけて大きく湾曲しているという形状的特徴を有している。したがって、この尿道湾曲部において挿入部先端部をより円滑に通過させるためには、挿入部の先端部の形状をさらに工夫する必要がある。

【0010】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、経尿道生検を行う超音波観察装置において、挿入部先端形状を工夫することによって挿入部の経尿道挿入を容易にかつ安全円滑に行なうことができる超音波観察装置を提供することである。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成するために、本発明の一態様の超音波観察装置は、超音波を送受信する超音波送受信面を有する超音波振動子と、前記超音波振動子を固定保持する保持部と、前記保持部が先端に固設され硬性の筒状に形成される挿入部と、硬性の棒状若しくは筒状に形成され前記挿入部に対し挿脱自在に挿通配置される挿入補助具と、を具備し、前記保持部は、前記挿入部の先端から長軸方向に対して離間する方向に所定の角度をもって屈曲し

10

20

30

40

50

た形状となるように、前記挿入部の先端に固設されており、前記挿入部に前記挿入補助具を挿通配置したとき、前記挿入補助具の先端面に接する直線の延長線が前記超音波送受信面に接するように、前記挿入部の長軸方向に対する前記保持部の屈曲角度が設定されている。

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、経尿道生検を行う超音波観察装置において、挿入部先端形状を工夫することによって挿入部の経尿道挿入を容易にかつ安全円滑に行なうことができる超音波観察装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】図 1 は、本発明の第 1 の実施形態の超音波観察装置の全体構成を示す斜視図

【図 2】図 2 は、図 1 の超音波観察装置のうち挿入補助具を装着した状態の超音波プローブを拡大して示す要部拡大斜視図

【図 3】図 3 は、図 1 の超音波観察装置のうち超音波プローブの先端部近傍を拡大して示す要部拡大斜視図

【図 4】図 4 は、図 1 の超音波観察装置のうち超音波プローブにおける先端部の構成要素を分解して示す要部分解斜視図

【図 5】図 5 は、図 1 の超音波観察装置のうち超音波プローブの先端部近傍を拡大して示す要部拡大斜視図

【図 6】図 6 は、図 1 の超音波観察装置のうち超音波プローブの先端部近傍の内部構成を示す断面図であって、該超音波観察プローブの長軸方向に沿う要部拡大縦断面図

【図 7】図 7 は、図 1 の超音波観察装置のうち超音波プローブの先端部近傍を下面側から見た際の平面図

【図 8】図 8 は、図 1 の超音波観察装置のうち超音波プローブの先端部に配設される超音波振動子ユニットの構成部材を取り出して示す要部拡大図

【図 9】図 9 は、図 1 の超音波観察装置のうち超音波プローブにおける先端部の構成要素のうち超音波振動子を省いて示す要部拡大斜視図

【図 10】図 10 は、図 1 の超音波観察装置のうち挿入補助具を装着した状態の超音波プローブの基端部近傍を拡大して示す要部拡大斜視図

【図 11】図 11 は、図 1 の超音波観察装置のうち超音波プローブの基端部近傍をさらに拡大して示す要部拡大斜視図

【図 12】図 12 は、図 1 の超音波観察装置における挿入補助具の基端部を拡大して示す要部拡大斜視図

【図 13】図 13 は、図 1 の超音波観察装置のうち超音波プローブの先端部近傍を拡大して示す要部拡大斜視図（図 5 と略同様）

【図 14】図 14 は、図 13 の符号 [ 1 4 ] で示す第 1 の部位における断面図

【図 15】図 15 は、図 13 の符号 [ 1 5 ] で示す第 3 の部位における断面図

【図 16】図 16 は、図 13 の符号 [ 1 6 ] で示す第 4 の部位における断面図

【図 17】図 17 は、図 13 の符号 [ 1 7 ] で示す第 2 の部位における断面図

【図 18】図 18 は、図 1 の超音波観察装置の超音波プローブの挿入部の断面形状について、望ましい形状のうちの一例を示す概念図

【図 19】図 19 は、図 1 の超音波観察装置の超音波プローブの挿入部の断面形状の他の一例を示す概念図

【図 20】図 20 は、図 1 の超音波観察装置の超音波プローブの挿入部の断面形状の別の一例を示す概念図

【図 21】図 21 は、図 1 の超音波観察装置のうち超音波プローブにおいて、挿入補助具の抜去後に、これに代えて挿入し得る光学視管の形態の一例を示す外観概略図

【図 22】図 22 は、図 1 の超音波観察装置の超音波プローブにおける挿入補助具等の固定機構の構造を示す概念図

【図 23】図 23 は、本発明の第 2 の実施形態の超音波観察装置の先端部近傍の内部構成

10

20

30

40

50

を示す断面図であって、該超音波観察装置の長軸方向に沿う要部拡大縦断面図

【図 2 4】図 2 4 は、本発明の第 3 の実施形態の超音波観察装置の先端部近傍の内部構成を示す断面図であって、該超音波観察装置の長軸方向に沿う要部拡大縦断面図

【図 2 5】図 2 5 は、本発明の第 1 の実施形態の超音波観察装置のうち超音波プローブの先端部近傍の変形例を示す要部拡大斜視図

【図 2 6】図 2 6 は、図 2 5 の符号 [ 2 6 ] で示す第 3 の部位における断面図

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

以下、図示の実施の形態によって本発明を説明する。なお、以下の説明に用いる各図面においては、各構成要素を図面上で認識可能な程度の大きさとするため、各構成要素毎に縮尺を異ならせて示している場合がある。したがって、本発明は、これらの図面に記載された構成要素の数量、構成要素の形状、構成要素の大きさの比率及び各構成要素の相対的な位置関係は、図示の形態のみに限定されるものではない。

【 0 0 1 5 】

[ 第 1 の実施形態 ]

図 1 ~ 図 2 2 は、本発明の第 1 の実施形態の超音波観察装置を示す図である。このうち図 1 は本実施形態の超音波観察装置の全体構成を示す斜視図である。図 2 は本実施形態の超音波観察装置のうち挿入補助具を装着した状態の超音波プローブを拡大して示す要部拡大斜視図である。図 3 は本実施形態の超音波観察装置のうち超音波プローブの先端部近傍を拡大して示す要部拡大斜視図である。図 4 は本実施形態の超音波観察装置のうち超音波プローブにおける先端部の構成要素を分解して示す要部分解斜視図である。なお、図 3、図 4 においては、超音波プローブに挿入補助具を装着していない状態を示している。

【 0 0 1 6 】

図 5 は、本実施形態の超音波観察装置のうち超音波プローブの先端部近傍を拡大して示す要部拡大斜視図である。図 6 は、本実施形態の超音波観察装置のうち超音波プローブの先端部近傍の内部構成を示す断面図であって、該超音波観察プローブの長軸方向に沿う要部拡大縦断面図である。図 7 は本実施形態の超音波観察装置のうち超音波プローブの先端部近傍を上側から見た際の平面図である。なお、図 6、図 7 においては、超音波プローブに挿入補助具を装着した状態を示している。

【 0 0 1 7 】

図 8 は、本実施形態の超音波観察装置のうち超音波プローブの先端部に配設される超音波振動子ユニットの構成部材を取り出して示す要部拡大図である。図 9 は、本実施形態の超音波観察装置のうち超音波プローブにおける先端部の構成要素のうち超音波振動子を省いて示す要部拡大斜視図である。

【 0 0 1 8 】

図 1 0 は、本実施形態の超音波観察装置のうち挿入補助具を装着した状態の超音波プローブの基端部近傍を拡大して示す要部拡大斜視図である。図 1 1 は、本実施形態の超音波観察装置のうち超音波プローブの基端部近傍をさらに拡大して示す要部拡大斜視図である。なお、図 1 1 においては、超音波プローブに挿入補助具を装着していない状態を示している。図 1 2 は、本実施形態の超音波観察装置における挿入補助具の基端部を拡大して示す要部拡大斜視図である。図 1 3 は、本実施形態の超音波観察装置のうち超音波プローブの先端部近傍を拡大して示す要部拡大斜視図である（図 5 と略同様）。図 1 4 は、図 1 3 の符号 [ 1 4 ] で示す第 1 の部位における断面図である。図 1 5 は、図 1 3 の符号 [ 1 5 ] で示す第 3 の部位における断面図である。図 1 6 は、図 1 3 の符号 [ 1 6 ] で示す第 4 の部位における断面図である。図 1 7 は、図 1 3 の符号 [ 1 7 ] で示す第 2 の部位における断面図である。

【 0 0 1 9 】

まず、本実施形態の超音波観察装置の全体構成の概略を、図 1 を用いて以下に説明する。図 1 に示すように、本実施形態の超音波観察装置 1 は、先端部 1 1、挿入部 1 2、把持部 1 3、固定用スライダ 1 4 とからなる超音波プローブ 1 0 と、この超音波プローブ 1 0

10

20

30

40

50

に挿通配置されるマンドリン等とも称される挿入補助具 31 と、超音波プローブ 10 の把持部 13 から延出される観察装置接続用チューブ 15 と、観察装置接続用チューブ 15 の先端に連設される観察装置接続用コネクタ 16 等の各構成要素によって主に構成される。

この構成により、超音波プローブ 10 は、観察装置接続用チューブ 15、観察装置接続用コネクタ 16 を介して不図示の超音波観察装置ユニットに接続される。超音波観察装置ユニットは、超音波プローブ 10 の先端に配設される超音波観察ユニット（詳細は後述する）を制御して超音波の送受信を行うことによって、所望の被検体の超音波画像を取得し、それを観察することができるようになっている。

#### 【0020】

超音波プローブ 10 には、後述するように挿入補助具 31、光学視管（光学内視鏡の一種）、内視鏡等が挿通配置される挿通チャンネル 12a（図 3 等を参照）が形成されている。超音波プローブ 10 の被検体体腔への挿通操作時には、挿通チャンネル 12a に挿入補助具 31（マンドリン）を挿通した状態とすることによって、超音波プローブ 10 を被検体の体腔に挿入する際の挿入操作をスムーズに行い得るように構成されている。また、超音波プローブ 10 の被検体の観察操作時には、挿通チャンネル 12a に光学視管、内視鏡等を挿通配置することで被検体の観察を行い得る。

#### 【0021】

つまり、超音波プローブ 10 は、挿通チャンネル 12a を有しているために、そのままの形態では被検体体腔への挿通がし難い形状であるが、挿入操作を補助し挿入を円滑化する補助具である挿入補助具 31 を挿通チャンネル 12a に挿通配置することによって、挿入操作時の操作を円滑化することができるようになる。

#### 【0022】

また、超音波プローブ 10 を被検体に挿入した後においては、上記挿入補助具 31（マンドリン）を抜去すると、挿通チャンネル 12a を介して被検体内に溜まった流体等を一気に抜き出すことができる。また、挿入補助具 31 を抜去した後、挿通チャンネル 12a に光学視管、内視鏡等を挿入すれば、可視光や特殊光等を用いて体腔内被検体の観察を行うことができる。さらに、挿通チャンネル 12a に、穿刺針等の処置具を挿入すれば、体腔内被検体に対する所望の処置や、体腔内の所望の部位の組織を採取することができる。

#### 【0023】

例えば、図 21 は、本実施形態の超音波観察装置のうち超音波プローブにおいて、挿入補助具 31 の抜去後に、これに代えて挿入し得る光学視管の形態の一例を示す外観概略図である。

#### 【0024】

図 21 に示す光学視管 32 は、超音波プローブ 10 の挿入部 12 の挿通チャンネル 12a に挿通可能となる管状に形成されており、その先端部に光学観察部である対物光学系 32a を有し、基端部に接眼光学系 32b を備えており、これら対物光学系 32a、接眼光学系 32b と、図示しないリレー光学系あるいはイメージガイドファイバ等とによって被検体の光学像を観察し得る構成となっている。

#### 【0025】

この光学視管 32 は、さらに処置具チャンネル 32c（第 2 のチャンネル）を備えて構成されている。チャンネル 32c は、基端側開口 32f から先端側開口 32e の間を貫通して形成されていて、該チャンネル 32c には、処置具装置（穿刺針システムボックス）32g から延出される穿刺針 32d 等の処置具を、図 21 の矢印 X 方向に挿通し得るようになっている。

#### 【0026】

このような形態の光学視管 32 を用いることにより、超音波プローブ 10 の超音波観察に加えて同時に光学的観察を行いつつ、穿刺針 32d による生検を行うことができる。

#### 【0027】

この場合において、光学的観察を行いながら穿刺針 32d の操作を支障無く確実に行うためには、処置具チャンネル 32c と接眼光学系 32b の接眼鏡筒 32bb とは非平行と

10

20

30

40

50

なるように構成されているのが望ましい。図 2 1 に示す例では、接眼光学系 3 2 b の接眼鏡筒 3 2 b b は、例えば基端部から斜め後方に延出するように配設されている。

【 0 0 2 8 】

なお、図 2 1 を用いて光学内視鏡の一種としての光学視管の一例を示したが、本実施形態の超音波観察装置 1 に適用し得る光学視管、内視鏡の形態はこれに限られることはなく、超音波プローブ 1 0 の挿入部 1 2 の挿通チャンネル 1 2 a に挿通可能な管状形態を持つものであればよく、その他の構成のものを広く適用し得る。

【 0 0 2 9 】

次に、本実施形態の超音波観察装置のうち超音波プローブ及び挿入補助具の詳細構成について、図面を用いて以下に説明する。なお、図 2 ~ 図 9 , 図 1 3 ~ 図 1 7 によって、主に超音波プローブ及び挿入補助具における先端側の詳細構成を説明する。また、図 1 0 ~ 図 1 2 によって、主に超音波プローブ及び挿入補助具の基端側、特に把持部 1 3 に対する挿入補助具 3 1 等の固定機構（固定用スライダ 1 4 等）の詳細構成を説明する。

【 0 0 3 0 】

先端部 1 1 は、超音波を送受信する超音波送受信面 2 1 a（図 6 参照）を有し超音波送受信部であるコンベックス型の超音波振動子 2 1 と、この超音波振動子 2 1 を固定保持する保持部（ハウジング）である樹脂製ハウジング 2 2 と、保持部（ハウジング）の一部を構成し上記樹脂製ハウジング 2 2 の外表面を覆うように形成される金属製ハウジング 2 3 等からなる超音波観察ユニットによって主に構成される。

【 0 0 3 1 】

上記超音波振動子 2 1 には、図 6 , 図 8 , 図 9 等に示すように、複数の配線 2 5 a が接続されている。この複数の配線 2 5 a は、例えば金属製フレックスコイルと樹脂製のチューブで被覆され、さらに電氣的絶縁性の素材からなる超音波ケーブル束 2 5 b を用いて束ねられている。そして、この超音波ケーブル束 2 5 b は、さらにその外面側をケーブル用ルーメン 2 5 c（図 1 6 参照）によって被覆されていることによって一本の超音波ケーブルを形成している。上記複数の配線 2 5 a は、図 8 , 図 9 に示すように、それぞれが電気基板 2 1 b 上に接続されている。電気基板 2 1 b は、パッキング材 2 1 c によって被覆されている。パッキング材 2 1 c は、超音波振動子 2 1 の下面に一体に配設されている。

【 0 0 3 2 】

超音波振動子 2 1 は、図示を省略しているが、例えば表面から順に上部電極、圧電素子、下部電極等からなる。また、上部電極の表面には音響整合層や保護膜が形成されている。なお、このような構成の超音波観察ユニット自体は従来一般に普及している超音波観察装置にて使用されているものと略同様のものが適用される。

【 0 0 3 3 】

このような構成の超音波観察ユニットは、配線 2 5 a を通じて電極に電気が送られて圧電素子を駆動し超音波を発生させる。また、受信した超音波を圧電素子が電気に変換し、配線 2 5 a を通じて超音波観察装置（不図示）に送ることで、超音波画像を形成することができる。配線 2 5 a は束ねられた超音波ケーブル束 2 5 b として超音波プローブ 1 0 の挿入部 1 2 の内部空間（1 2 b）内を通り、超音波プローブ 1 0 の後端で観察装置接続用チューブ 1 5 を介して観察装置接続用コネクタ 1 6 に接続される。

【 0 0 3 4 】

上記樹脂製ハウジング 2 2 は、上記超音波振動子 2 1 を保持する筐体部材であり、電氣的絶縁性を備えた樹脂製部材によって形成されている。樹脂製ハウジング 2 2 の後端には開口が形成されていて、この開口からは上記複数の配線 2 5 a 等からなる超音波ケーブルが延出されている（図 6 参照）。樹脂製ハウジング 2 2 の外表面のうち上面以外の面には、強度の高い部材、例えばステンレス（SUS）、チタン（Ti）等の金属部材等によって形成される金属製ハウジング 2 3 が配設されている。この金属製ハウジング 2 3 は、挿入部 1 2 の先端側が延伸した形態に形成されている。

【 0 0 3 5 】

樹脂製ハウジング 2 2 は、金属製ハウジング 2 3 に固定用ネジ 2 4（図 3 , 図 5 参照）

10

20

30

40

50

によって固設されている。この固定用ネジ 2 4 は、雄ネジが形成されており、金属製ハウジング 2 3 を挿入部 1 2 の先端に固設する際に、金属製ハウジング 2 3 のネジ孔 2 3 a に螺合して、両者を固設する役目をしている。また、上記固定用ネジ 2 4 は、超音波振動子 2 1 を保持する樹脂製ハウジング 2 2 と、金属製の挿入部 1 2 及び金属製ハウジング 2 3 との間の電氣的な絶縁を確実に確保するために、例えば電氣的絶縁性を有する樹脂素材により形成されている。

【 0 0 3 6 】

挿入部 1 2 は、例えばステンレス ( S U S ) , チタン ( T i ) 等の金属部材等を用いた硬性の筒形状に形成されている。この挿入部 1 2 の最先端部位には、上記樹脂製ハウジング 2 2 , 金属製ハウジング 2 3 等の保持部を含む超音波観察ユニットが固設されている。また、挿入部 1 2 の基端側には、把持部 1 3 が連設されている ( 図 1 , 図 2 参照 ) 。

10

【 0 0 3 7 】

挿入部 1 2 は、略直線状の中空筒形状に形成されていて、その内部略中央部には、図 6 等に示すように、長軸方向に沿って内部空間を上方側空間と下方側空間とに二分する仕切壁 1 2 c が形成されている。これにより、挿入部 1 2 の内部空間は、長軸方向に伸びる二室構成となっている。このうち挿入部 1 2 の下方側の内部空間 ( 符号 1 2 b ) には、上記超音波ケーブルが先端部 1 1 から基端側の把持部 1 3 まで挿通されている。そこで、以下の説明において、符号 1 2 b で示される上記内部空間を、ケーブル挿通路 1 2 b というものとする。なお、該超音波ケーブルは、上記把持部 1 3 の側方より延出する観察装置接続用チューブ 1 5 内を挿通して、不図示の超音波観察装置へと至り、これと電氣的に接続される。

20

【 0 0 3 8 】

一方、上記挿入部 1 2 の上方側の内部空間 ( 符号 1 2 a ) には、挿入補助具 3 1 や不図示の光学視管、内視鏡等が挿通配置される。そこで、以下の説明において、符号 1 2 a で示される上記上方側の内部空間を、挿通チャンネル 1 2 a というものとする。

【 0 0 3 9 】

なお、ここで、挿入部 1 2 の断面形状及び挿通チャンネル 1 2 a とケーブル挿通路 1 2 b との位置関係について説明する。図 1 8 ~ 図 2 0 は、本実施形態の超音波観察装置の超音波プローブの挿入部の断面形状について、望ましい形状の三つの例を概念的に示す図である。図 1 8 ~ 図 2 0 では、合わせて挿入部 1 2 の断面における挿通チャンネル 1 2 a とケーブル挿通路 1 2 b との位置関係を同時に示している。

30

【 0 0 4 0 】

上述したように、挿入部 1 2 は、略直線状中空筒形状の内部略中央部に仕切壁 1 2 c を有し、下方側空間のケーブル挿通路 1 2 b と上方側空間の挿通チャンネル 1 2 a とが形成される。したがって、挿入部 1 2 の断面形状は上下方向に長い形状になる。このような形状で、かつ挿入性を阻害しないような断面形状を考えると、超音波プローブ 1 0 の挿入部 1 2 の断面形状は、例えば図 1 8 に示すような長円形状、図 1 9 に示すような楕円形状、図 2 0 に示すような卵形状等の形成するのが望ましい。そして、挿通チャンネル 1 2 a とケーブル挿通路 1 2 b とは、後者に比べて前者の方が太く構成されるので、上記三形態 ( 図 1 8 ~ 図 2 0 ) のような形状とした場合の挿通チャンネル 1 2 a とケーブル挿通路 1 2 b との位置関係は、図示のように、断面積が大となる領域に挿通チャンネル 1 2 a を配設するのが望ましい。

40

【 0 0 4 1 】

また、挿入部 1 2 の先端側近傍には、先端側及び上方側の一部を切り欠いた形態で形成され、上記挿通チャンネル 1 2 a に連通するチャンネル開口部 1 2 d が形成されている。このチャンネル開口部 1 2 d には、挿入補助具 3 1 の先端側の一部が露呈するように配置される。そのために、挿入部 1 2 の先端形状は、挿入補助具 3 1 の先端傾斜面 3 1 a ( 詳細は後述する ) に合わせて、該挿入部 1 2 の長軸方向に対して傾きを有する斜面形状を有して形成されている。

【 0 0 4 2 】

50

なお、挿入部 1 2 の先端側に固設される上記超音波観察ユニットの左右方向の幅寸法は、超音波振動子 2 1 の性能確保のために幅広に形成されているが、上下方向の高さ寸法は低く抑えることによって、その周囲長が、挿入部 1 2 の周囲長よりも小さくなるように形成されている。なお、この場合の周囲長とは、挿入部 1 2 に挿入補助具 3 1 が挿通配置された状態において、挿入部 1 2 の長軸方向（挿入方向）に直交する方向の断面における外周長である。

【 0 0 4 3 】

即ち、超音波観察ユニットの先端部位、即ち先端部 1 1 から挿入部 1 2 の先端寄りの少なくとも所定の領域（例えばチャンネル開口部 1 2 d の基端側の部位までの間）においては、先端側から基端側にかけて、その周囲長が徐々に大きくなるように形成されている。

10

また、この場合において、同領域の周囲長について均一に形成してもよい。

【 0 0 4 4 】

具体的には、例えば図 1 3 ~ 図 1 7 に示すような形態である。ここでまず、図 1 3 において符号 [ 1 4 ] で示す部位（図 1 4 の断面図参照）を最先端寄りの第 1 の部位というものとする。この第 1 の部位は、先端部 1 1（保持部）の長軸方向における略中央部近傍部位である。また、同図 1 3 において符号 [ 1 7 ] で示す部位（図 1 7 の断面図参照）を基端寄りの第 2 の部位というものとする。この第 2 の部位は、挿入部 1 2 のチャンネル開口部 1 2 d の基端側近傍部位である。

【 0 0 4 5 】

また、上記第 1 の部位と第 2 の部位との間に位置する部位において、図 1 3 の符号 [ 1 5 ] で示す部位（図 1 5 の断面図参照）であって、挿入補助具 3 1 の先端傾斜斜面 3 1 a の略中央部近傍部位を第 3 の部位というものとする。

20

【 0 0 4 6 】

同様に、上記第 1 の部位と第 2 の部位との間に位置する部位において、図 1 3 の符号 [ 1 6 ] で示す部位（図 1 6 の断面図参照）であって、挿入部 1 2 のチャンネル開口部 1 2 d の略中央部近傍部位を第 4 の部位というものとする。

【 0 0 4 7 】

この場合において、本実施形態の超音波観察装置 1 の先端部 1 1 は、最先端寄りの第 1 の部位の周囲長に比べて基端寄りの第 2 の部位の周囲長の方が大となるように形成されている。

30

【 0 0 4 8 】

さらに、先端側の第 1 の部位から第 3 の部位、第 4 の部位、第 2 の部位の順に基端側に向けて、断面周囲長が少なくとも四段階で段階的に、若しくは徐々に大となるように変位するように形成されている。

【 0 0 4 9 】

把持部 1 3 は、使用者が当該超音波観察装置 1 を使用する際に手指等によって把持するグリップ部である。把持部 1 3 は、金属部材を用いて中空の略円筒形状に形成されている。把持部 1 3 の先端には上記挿入部 1 2 の基端が連設されている。これにより、挿入部 1 2 の挿通チャンネル 1 2 a 及びケーブル挿通路 1 2 b は、把持部 1 3 の内部空間に連通している。そして、把持部 1 3 の後端面には、上記内部空間に連通する把持部開口 1 3 a が形成されている。そして、把持部開口 1 3 a は、挿通チャンネル 1 2 a に連通している。

40

【 0 0 5 0 】

この構成により、把持部開口 1 3 a から挿入した挿入補助具 3 1、光学視管、内視鏡等は、把持部 1 3 の内部空間を貫通した後、挿入部 1 2 の上方側の挿通チャンネル 1 2 a に挿通配置されるようになっていく。つまり、この把持部開口 1 3 a は、挿入補助具 3 1、光学視管、内視鏡等の管状構成部材を挿通チャンネル 1 2 a に挿入するための挿入口となっている。

【 0 0 5 1 】

また、把持部 1 3 の側面には、観察装置コネクタ接続部である折れ止め部 1 5 a が、把持部 1 3 の軸線から斜め後方に向けて分岐している。この折れ止め部 1 5 a の内部には、

50

把持部 1 3 から延出する観察装置接続用チューブ 1 5 が挿通している。そして、折れ止め部 1 5 a は、超音波観察装置 1 の使用時に、把持部 1 3 から延出した観察装置接続用チューブ 1 5 が当該延出部位にて折れ曲がってしまうことを抑止するために設けられるチューブ保護手段として機能している。さらに、折れ止め部 1 5 a は、超音波観察装置 1 の使用時に、使用者が把持することができるように、第 2 把持部として機能するようにもなっている。そのために、折れ止め部 1 5 a は、例えば適度な硬さと柔軟性を併せ持つ樹脂部材等によって形成されていて、かつ把持部 1 3 と一体に形成されている。

【 0 0 5 2 】

このように、本実施形態の超音波観察装置 1 においては、観察装置コネクタ接続部である折れ止め部 1 5 a を第 2 把持部として使用できるように構成しているため、例えば、使用者は一方の手で第 2 把持部（折れ止め部 1 5 a）を把持して超音波プローブ 1 0 をしっかりと確実に把持しながら、他方の手で挿通チャンネル 1 2 a に挿通した内視鏡等における穿刺針等の処置具等の操作を確実にこなうことができる。したがって、超音波プローブ 1 0 の操作と、穿刺針等の処置具等の操作とを、一人で確実にこなうことができる。

10

【 0 0 5 3 】

また、使用者は、第 2 把持部を把持することで超音波プローブ 1 0 をしっかりと把持できるので、超音波観察操作の際に、超音波プローブ 1 0 を取り落としてしまうようなことがない。

【 0 0 5 4 】

そして、第 2 把持部としての折れ止め部 1 5 a は、把持部 1 3 に側面部から斜め後方に向けて延出するように形成したので、使用時に使用者の邪魔にならないように形状が工夫されている。

20

【 0 0 5 5 】

上記観察装置接続用チューブ 1 5 内には、上述したように上記先端部 1 1 から挿入部 1 2 を挿通する超音波ケーブルが把持部 1 3 を介して挿通している。上記観察装置接続用チューブ 1 5 の先端には、観察装置接続用コネクタ 1 6 が配設されており、この観察装置接続用コネクタ 1 6 を介して、不図示の超音波観察装置に接続されるように構成されている。

【 0 0 5 6 】

把持部 1 3 の後端部近傍には、挿通チャンネル 1 2 a に挿通配置された挿入補助具 3 1、光学視管、内視鏡等を固定するための固定用スライダ 1 4 等を含む固定機構が構成されている。この固定機構についての詳細構成は後述する（図 1 1、図 1 2 参照）。

30

【 0 0 5 7 】

挿入補助具 3 1 は、金属部材等からなる硬性の棒状若しくは筒状に形成され、挿入部 1 2 に対して把持部開口 1 3 a から挿脱自在に挿通配置される部材である。即ち、挿入補助具 3 1 は、挿入部 1 2 内に挿通配置されて該挿入部 1 2 と一体構成となることで、先端部 1 1 から挿入部 1 2 を例えば狭く閉塞した形態の尿道等の体腔内へと挿入する際にスムーズに挿入し得るようにガイドするガイド部材の役目をしている。

【 0 0 5 8 】

挿入補助具 3 1 は、最先端部位に先端傾斜面 3 1 a を有し、上記挿入部 1 2 の内部形状に合わせて形成され挿入部 1 2 のチャンネル開口部 1 2 d に相当する位置に挿通配置される先端形状部 3 1 e と、最基端部位に形成される基端把持部 3 1 d と、この基端把持部 3 1 d の近傍に形成されるフランジ部 3 1 f と、このフランジ部 3 1 f の先端寄りの部位において外周に向けて突設される回転方向位置決め用突起 3 1 b 及び二つの固定用係合突起 3 1 c と、上記先端形状部 3 1 e と上記基端把持部 3 1 d との間を連結する中間棒状部 3 1 g とによって形成されている。

40

【 0 0 5 9 】

上記挿入補助具 3 1 の先端形状部 3 1 e には、挿入補助具 3 1 が挿入部 1 2 の挿通チャンネル 1 2 a 内に挿入された時に上記仕切壁 1 2 c に対向する側の面に長軸方向に延びる溝部 3 1 e a が形成されている（図 5、図 6 等参照）。この溝部 3 1 e a は、不図示の潤

50

滑剤供給機構を介して供給される潤滑剤、例えばキシロカインゼリー等を通過させて先端側へと供給する潤滑剤供給路の一部を構成している。この潤滑剤は、挿入部 1 2 の尿道等への挿入を補助するために用いられるものである。

【 0 0 6 0 】

上記潤滑剤供給機構の詳細については、図示を省略しているが、概略次に示すような構成となっている。即ち、例えば把持部 1 3 に潤滑剤供給用チューブを接続する部位を形成すると共に、この潤滑剤供給用チューブの開閉を行うコック部材等からなる。そして、上記潤滑剤供給用チューブは、不図示の潤滑剤供給装置等に接続される。このような構成により、上記潤滑剤供給装置等から供給される潤滑剤は、上記潤滑剤供給用チューブを通して、上記コック部材を開状態にすることにより把持部 1 3 内へと注入される。把持部 1 3 の内部空間に注入された潤滑剤は、挿入部 1 2 の挿通チャンネル 1 2 a 内を介して先端側へと導かれ、上記溝部 3 1 e a を介して挿入補助具 3 1 の先端形状部 3 1 e の最先端部から外部へと導出される。

10

【 0 0 6 1 】

なお、図 1 , 図 2 , 図 5 ~ 図 7 , 図 1 3 においては、挿入部 1 2 に挿入補助具 3 1 が挿通配置された状態を示している一方、図 3 , 図 4 , 図 9 においては、図面の煩雑化を避けるために、挿入補助具 3 1 の図示を省略している。

【 0 0 6 2 】

次に、把持部 1 3 の後端部近傍に構成される固定機構の詳細構成について、主に図 1 1 , 図 1 2 を用いて以下に説明する。

20

【 0 0 6 3 】

図 1 1 に示すように、固定機構は、把持部 1 3 の後端部近傍に形成された後端フランジ 1 3 b と、この後端フランジ 1 3 b からさらに後端側に向けて突出する筒部 1 3 c と、この筒部 1 3 c に嵌合する固定用スライダ 1 4 とによって構成されている。

【 0 0 6 4 】

筒部 1 3 c には、二つの固定用係合溝 1 3 d と、回転方向位置決め用係合溝 1 3 e とが形成されている。上記二つの固定用係合溝 1 3 d , 回転方向位置決め用係合溝 1 3 e は、いずれも、該把持部 1 3 の長軸方向（挿入補助具 3 1 の挿入方向）に向けて延設される溝部である。

【 0 0 6 5 】

上記二つの固定用係合溝 1 3 d は、筒部 1 3 c の円周方向に角度 1 8 0 度の間隔を置いて対向する位置に形成されている。また、上記回転方向位置決め用係合溝 1 3 e は、上記二つの固定用係合溝 1 3 d のそれぞれに対して、円周方向に角度略 9 0 度離れた位置に形成されている。

30

【 0 0 6 6 】

上記回転方向位置決め用係合溝 1 3 e は、挿入補助具 3 1 を把持部 1 3 を介して挿入部 1 2 に挿通配置した時に、挿入補助具 3 1 側の回転方向位置決め用突起 3 1 b が係合する溝部である。

【 0 0 6 7 】

上記二つの固定用係合溝 1 3 d は、挿入補助具 3 1 を把持部 1 3 を介して挿入部 1 2 に挿通配置した時に、挿入補助具 3 1 側の二つの固定用係合突起 3 1 c がそれぞれ係合する溝部である。

40

【 0 0 6 8 】

固定用スライダ 1 4 は、円環形状の金属部材により形成されていて、上記筒部 1 3 c の外周側に配設される。この場合において、固定用スライダ 1 4 は、把持部 1 3 の長軸方向に対して直交する方向（図 1 1 の矢印 X 方向）に向けてスライド可能となるように不図示の付勢部材によって同 X 方向に付勢された状態で取り付けられている。そのために、固定用スライダ 1 4 の内径は、上記筒部 1 3 c の外形よりも大となるように形成される。また、固定用スライダ 1 4 の外径は、上記フランジ 1 3 b の外径と略同径に形成されている。

固定用スライダ 1 4 の外周面上には、操作ノブ 1 4 a が外方に向けて突設されている。

50

この操作ノブ14aの突出方向は、上記固定用スライダ14の付勢方向と同方向となるように配置されている。つまり、操作ノブ14aを固定用スライダ14の付勢力に抗して反対方向へと押圧操作することによって、上記固定用スライダ14をスライド移動させることができるようになっている。

【0069】

固定用スライダ14の内周側には、二つのガイド溝14dが形成されている。この二つのガイド溝14dは、挿入補助具31を把持部13を介して挿入部12に挿通配置する際に、挿入補助具31の二つの固定用係合突起31cを固定用係合溝13dへと導く役目をする案内溝である。

【0070】

そのために、ガイド溝14dは、挿入補助具31を把持部13に挿入する際の挿入方向に対して傾斜を有する傾斜部14eを有している。また、ガイド溝14dは、固定用スライダ14を付勢力に抗して矢印Xの反対方向へ移動させたときに、固定用係合溝13dと連通するように形成されている。

【0071】

このような構成により、把持部13を介して挿入部12へと挿入補助具31を挿入すると、回転方向位置決め用突起31bが回転方向位置決め用係合溝13eに係合することによって挿入補助具31は回転規制される。

【0072】

これと同時に、固定用係合突起31cはガイド溝14dに入り込んで傾斜部14eに当接する。この状態からさらに挿入補助具31が挿入方向へ押し込まれると、固定用スライダ14が付勢力に抗して矢印Xの反対方向にスライド移動する。これにより、ガイド溝14dと固定用係合溝13dとが連通状態になるので、固定用係合突起31cは固定用係合溝13dへと導かれる。そして、固定用係合突起31cがガイド溝14dの傾斜部14eを乗り越えて固定用係合溝13d内へと入り込むと、固定用スライダ14は付勢力によって矢印X方向にスライド移動し元の位置に復帰する。これによって、固定用係合溝13dの開口部分は固定用スライダ14によって遮蔽された状態になる。つまり、固定用係合溝13dとガイド溝14dとの連通状態が遮断される。したがって、これにより挿入補助具31は、不回転状態でかつ抜去不能状態で固定保持される。

【0073】

一方、この状態において、操作ノブ14aを固定用スライダ14の付勢力に抗して矢印Xの反対方向へと押圧操作して、固定用スライダ14をスライド移動させると、固定用係合溝13dとガイド溝14dとが連通状態になる。したがって、この状態を維持しつつ、挿入補助具31の基端把持部31dを把持して抜去方向へと移動させることで、挿入補助具31を引き抜くことが容易にできる。

【0074】

ここで、挿入補助具31、光学視管、内視鏡等を把持部13の一部に対して固定するための固定機構について、さらに別図を用いて詳述する。

【0075】

図22は、上記固定機構の構造を説明するために、本実施形態の超音波観察装置1の超音波プローブ10の内部構造を概念的に示す図である。図22に附した符号は、上述の説明の各構成部材に対応するものとする。

【0076】

図22において、超音波プローブ10の挿通チャンネル12aには挿入補助具31が挿通配置され、かつ固定状態にある。

【0077】

超音波プローブ10の基端部には把持部13が設けられており、把持部13の基端側には、矢印S方向（超音波プローブ10の軸方向に対して直交する方向）スライド移動可能に固定用スライダ14が配設されている。固定用スライダ14は、超音波プローブ10の軸方向に対して直交する方向に付勢部材40によって常に付勢されている。なお、図22

10

20

30

40

50

では、付勢部材40は、図面の簡略化のために、超音波プローブ10の外部に図示しているが、実際には超音波プローブ10の把持部13内に配設されているものである。また、図22に示す状態は、付勢部材40が固定用スライダ14を付勢している状態である。この状態で、固定用スライダ14は、付勢部材40の付勢力を受けつつ不図示の固定部に当接する等によって、把持部13に対する位置決めがなされている。

【0078】

また、図22の状態では、挿通チャンネル12aに挿入補助具31が挿通配置された状態で、挿入補助具31の固定用係合突起31cが把持部13の一部であるフランジ13bの凹状に形成された固定用係合溝13dに嵌合しており、その状態で、固定用スライダ14が固定用係合溝13dの後方への開口を塞ぎ、固定用係合突起31cが離脱しないよう

10

【0079】

図22の状態から、固定用スライダ14を付勢部材40の付勢力に抗して矢印S1方向へスライド移動させると、固定用スライダ14の開口は、図22に示す符号A2の範囲に移動する。この状態になると、固定用スライダ14の開口が移動して、固定用係合溝13dの後方への開口を開放するので、固定用係合突起31cは、後方へと移動可能になる。よって、この状態としたとき、挿入補助具31は後方に抜去可能となる。

【0080】

以上のような、固定機構は、挿入補助具31のみでなく、同じ超音波プローブ10の挿通チャンネル12aに挿通させる光学視管、内視鏡等に同様の構成（固定用係合突起31c等の構成部）を形成することにより、同様の固定機構を構成できる。

20

【0081】

上述したように、挿入部12の最先端部位には保持部（22，23；超音波観察ユニット）が固設されている。この保持部（22，23；超音波観察ユニット）は、挿入部12の長軸方向（図6の符号L1参照）に対して下方に離間する方向（図6の符号L3参照）に所定の角度 $\alpha$ （図6参照）をもって屈曲した形状となるように、挿入部12の先端部位に固設されている。

【0082】

このように、保持部（22，23；超音波観察ユニット）が挿入部12の長軸方向に対して屈曲形状とされているのは、次に示すような理由による。

30

【0083】

即ち、本実施形態の超音波観察装置1は、例えば主に尿道等へ挿入して経尿道生検を行う際に使用するものであるとする。一般に、経尿道生検を行うのに際しては、閉じた状態の狭い管腔である尿道を押し広げながら先端部11から挿入部12を略直線的に挿入することになる。また、尿道は尿道球部から尿道括約筋近傍にかけての部位において湾曲しているという内臓的形状を有していること。このことから、挿入部12の先端部11を尿道湾曲部位において円滑に通過させるには、挿入部12に対して先端部11を屈曲させた形状とするのが望ましい。しかしながら、先端部11が大きく屈曲していると、尿道への挿入開始後、前立腺に至るまでの略直線区間での挿入性に影響が及ぶ。したがって、これらのことを考慮して、挿入部12に対する先端部11の屈曲角度を設定する必要がある。そこで、挿入部12に対する先端部11の構成部材である保持部（22，23；超音波観察ユニット）の屈曲角度 $\alpha$ （図6参照）は、上記尿道湾曲部位の湾曲形状に合わせて、例えば角度略 $20 \sim 35$ 度程度とするのが望ましい。

40

【0084】

本実施形態の超音波観察装置1においては、先端部11（保持部（22，23；超音波観察ユニット））は、挿入部12の長軸方向（挿入方向）に対して離間する方向に向けて、略 $20 \sim 35$ 度の角度をもって屈曲した形状となるように、挿入部12の先端に固設されている。

【0085】

50

挿入部 12 に対する先端部 11 の取り付け角度について具体的に説明する。

【0086】

本実施形態においては、上述したように、挿入補助具 31 の先端傾斜面 31a は傾斜平面（傾斜円筒面でもよい）によって形成されている。ここで、図 5，図 15 は、挿入補助具 31 の先端傾斜面 31a を傾斜円筒面で形成した例を示している。また、図 25，図 26 は、挿入補助具 31 の先端傾斜面 31a を傾斜平面で形成した例を示している。

【0087】

図 6 は、挿入補助具 31 を挿入部 12 の挿通チャンネル 12a に挿通した状態を示している。このとき、挿入部 12 のチャンネル開口部 12d は、挿入補助具 31 の先端形状部 31e によって塞がれた状態となっている。

【0088】

ここで、図 6 に示すように、挿通チャンネル 12a の長軸方向に沿う直線、即ち中心軸線を図 6 において符号 L1 で示すものとする。また、挿入補助具 31 の先端傾斜面 31a（先端面）に接する直線の延長線を符号 L2 で示すものとする。そして、上記保持部の構成部材のうち金属製ハウジング 23 の表面（背面）に沿う直線の延長線を L3 で示す。さらに、挿入部 12 に対する先端部 11（樹脂製ハウジング 22，金属製ハウジング 23；超音波観察ユニット）の取り付け角度、即ち屈曲角度を符号  $\theta$  で示す。

【0089】

また、図 6 に示す状態、即ち挿入部 12 に挿入補助具 31 を挿通配置したとき、挿入補助具 31 の先端傾斜面 31a に接してこれに沿う直線の延長線 L2 が、超音波送受信面 21a 上の一部位、即ち図 6 の符号 P で示す点と接するように、先端部 11（保持部）は固設されている。このときの挿入部 12 の挿通チャンネル 12a の中心軸線 L1 と保持部（22，23）の延長線 L2 との成す角度を  $\alpha$  とする。

【0090】

この場合において、本実施形態の超音波観察装置 1 においては、上記挿入補助具 31 の先端傾斜面 31a に沿う直線の延長線 L2 と上記金属製ハウジング 23 の背面に沿う直線の延長線 L3 との成す角度  $\alpha$  と、同延長線 L2 と上記金属製ハウジング 23（保持部）の表面（背面）に沿う直線の延長線 L3 との成す角度  $\beta$  とは、略等しくなるように設定されている（ $\alpha \approx \beta$ ）。なお、このとき、先端傾斜面 31a の延長線 L2 と金属製ハウジング 23 の背面の延長線 L3 とは略平行になる。

【0091】

一方、図 6 に示す断面図に示すように、超音波振動子 21 は、その長軸方向の断面において、超音波送受信面 21a は円弧形状に形成されている。この超音波送受信面 21a の円弧形状は、該超音波振動子 21 を保持する樹脂製ハウジング 22 の先端部位にかけて連続した形状に形成されている。ここで、超音波送受信面 21a と樹脂製ハウジング 22 の先端部位とが接続する樹脂製ハウジング 22 の部位を先端連続部 22a と呼ぶものとする。そして、樹脂製ハウジング 22 は、最先端部位である先端頂部 22c において、所定の曲率半径を有する円弧形状に形成されている。

【0092】

この場合において、図 6 に示す符号 [r1] は、超音波振動子 21 の長軸方向の断面における超音波送受信面 21a の曲率半径を示すものとする。また、同図符号 [r2] は、超音波振動子 21 の長軸方向の断面において超音波送受信面 21a と樹脂製ハウジング 22 とが接続する先端連続部 22a の曲率半径を示している。そして、同図符号 [r3] は、樹脂製ハウジング 22 の長軸方向の断面における先端頂部 22c の曲率半径を示すものとする。

【0093】

本実施形態の超音波観察装置 1 において、上記曲率半径 [r1]，[r2]，[r3] の関係は、

$$[r1] \quad [r2] > [r3]$$

となるように設定するのが望ましい。具体的には、例えば

10

20

30

40

50

超音波送受信面 2 1 a の曲率半径 : [ r 1 ] = 8 m m 程度

先端連続部 2 2 a の曲率半径 : [ r 2 ] = 8 m m 程度

樹脂製ハウジング 2 2 の先端頂部 2 2 c の曲率半径 ( 図 6 の断面 ) : [ r 3 ] = 1 m m 程度

となるようにそれぞれ設定するのが望ましい。このような形状とすることにより、狭い管腔である尿道に対して円滑に挿入を行うことができるようになる。

【 0 0 9 4 】

他方、超音波振動子 2 1 は、性能上の要求から一定の幅寸法を必要とする。ここでいう幅寸法とは、図 7 の平面図において示す符号 W の寸法である。そして、先端頂部 2 2 c の形状を所定の曲率半径を有する円弧形状としている。

10

【 0 0 9 5 】

ここで、図 7 の平面図において示す符号 [ r 4 ] は、樹脂製ハウジング 2 2 の先端頂部 2 2 c の幅方向中央付近の曲率半径を示すものとする。この場合において、先端頂部 2 2 c の各曲率半径 [ r 3 ] , [ r 4 ] の関係は、

[ r 4 ] > [ r 3 ]

となるように設定するのが望ましい。このような形状とすることにより、保持部の最先端部、即ち樹脂製ハウジング 2 2 の先端頂部 2 2 c が無用に長軸方向に長くなることを抑止することができる。このことは、先端頂部 2 2 c の尿道湾曲部位における通過性を向上させることができる。

【 0 0 9 6 】

20

また、上記挿入補助具 3 1 の先端傾斜面 3 1 a の傾斜始点 3 1 a a ( 図 6 参照 ) 近傍の断面形状も所定の曲率半径を有する円弧形状に形成するのが望ましい。このような形状とすることにより、狭い尿道の挿入性の向上に寄与し得る。

【 0 0 9 7 】

このように構成された本実施形態の超音波観察装置 1 を用いて、経尿道生検を行う際の作用は次のようになる。

【 0 0 9 8 】

まず、挿入部 1 2 に挿入補助具 3 1 を挿入配置した状態の超音波観察装置 1 を、尿道括約筋付近の尿道の湾曲形状に合わせて上下を反転させて尿道に対して挿入を開始する。このとき使用者は、把持部 1 3 を持って挿入部 1 2 を押し進める操作を行う。また、この挿入操作時には同時に超音波観察を行ないながら進めてもよい。

30

【 0 0 9 9 】

挿入開始時より先端部 1 1 が尿道括約筋近傍に到達すると、即ち尿道湾曲部位に到達すると、当該湾曲部位に沿うように先端部 1 1 を旋回させるように押し進める。そして、先端部 1 1 が湾曲部位を通過して、さらに前立腺近傍を通過後、先端部 1 1 は膀胱まで到達する。使用者は、これらの挿入経過を超音波観察により認知しつつ操作を行なうことができる。

【 0 1 0 0 】

ここで、挿入補助具 3 1 を上記固定機構を解除して、当該挿入補助具 3 1 を挿入部 1 2 の挿通チャンネル 1 2 a から抜去する。

40

【 0 1 0 1 】

次いで、上記挿入補助具 3 1 に代えて、同挿入部 1 2 の挿通チャンネル 1 2 a に対して光学視管や内視鏡等を同じ挿入部 1 2 の挿通チャンネル 1 2 a へと挿入配置する。ここで、例えば図 2 1 に一例を示す光学視管や内視鏡には挿入補助具 3 1 の回転方向位置決め用突起 3 1 b、固定用係合突起 3 1 c と同様の図示しない突起群が設けられており、把持部 1 3 の一部に対して固定機構により挿入補助具 3 1 と同様に固定される。すると、光学視管の図示しない光学観察窓から観察した光学像の上下左右方向や、穿刺針等、生検用処置具 ( 不図示 ) の突出方向に対する超音波観察ユニットによる超音波送受信方向が一義的に固定され、超音波画像の視野内に穿刺針が視認できるようになる。続いて、使用者は、超音波観察を行いつつ把持部 1 3 を持って挿入部 1 2 を引き抜く方向へと操作する。そして

50

、先端部 11、即ち超音波振動子 21 が前立腺近傍の部位にきたとき、該超音波観察装置 1 の挿抜を一旦停止する。

【0102】

上記光学視管、内視鏡等の処置具挿通チャンネルに挿通させた生検用処置具（不図示）を用いて超音波観察、光学観察、内視鏡観察等を行いながら、生検処置操作を行う。必要な生検が終了したら、超音波プローブ 10 を尿道より抜去し、処置を終了する。

【0103】

以上説明したように上記第 1 の実施形態によれば、狭く閉塞した形態の尿道等の体腔内管路への挿入性に優れ、かつ尿道湾曲部を挿通させることをも考慮して、挿入部 12 に対して先端部 11 を屈曲形状に形成し、その屈曲角度を略 20 ~ 35 度に設定したので、よりスムーズな挿入性を得ることができる。

10

【0104】

なお、本実施形態においては、金属製ハウジング 23 と、金属部材等からなる挿入部 12 とを、別部材で構成し、両者を固定用ネジ 24 を用いて固設することで一体構造となるように構成している。この場合において、両者の固設手段としては、上記実施形態では固定用ネジ 24 を用いた例を示しているが、これに限られることはなく、例えば溶接、接着、口ウ付け固定、半田付け固定等のその他のさまざまな固設手段を採用し得る。さらに、別の形態としては、例えば金属製ハウジング 23 と挿入部 12 とを、金属部材等を用いて一体的に形成するようにしてもよい。

【0105】

20

[第 2 の実施形態]

次に、本発明の第 2 の実施形態の超音波観察装置について、以下に説明する。図 23 は本実施形態の超音波観察装置の先端部近傍の内部構成を示す断面図であって、該超音波観察装置の長軸方向に沿う要部拡大縦断面図である。

【0106】

本実施形態は、上述の第 1 の実施形態と略同様の構成からなるものであり、挿入部 12 から先端部 11A にかけての外形形状が若干異なるのみである。したがって、上述の第 1 の実施形態に対して異なる部位の構成について以下に詳述し、同様の構成については、その図示及び説明を省略する。

【0107】

30

本実施形態の超音波観察装置 1A の先端部 11A 近傍は、図 23 に示すように形成される。即ち、本実施形態における挿入補助具 31A の先端形状部 31Ae の先端傾斜面 31Aa と、先端形状部 31Ae の上面 31Aee とを結ぶ部位である傾斜始点 31Aaa 近傍の断面形状は、図 23 に示すように、曲率半径 [r5] を有する比較的緩い円弧形状に形成されている。そして、図 23 に示すように、先端形状部 31Ae の先端傾斜面 31Aa と上面 31Aee とは挿入補助具 31A の傾斜始点 31Aaa を含む曲率半径 [r5] の面で滑らかに接続する。

【0108】

即ち、上記挿入補助具 31A の傾斜始点 31Aaa 近傍の曲率半径を [r5] とし、超音波振動子 21 の超音波送受信面 21a の曲率半径を [r1] とするとき、上記接点 P と上記傾斜始点 31Aaa とに共に接する円弧 R（図 23 の二点鎖線で示す曲率半径 [r6] を有する円弧）の範囲内に、上記傾斜始点 31Aaa 近傍の円弧形状と、超音波送受信面 21a の円弧形状が含まれるように形成される。その他の構成は、上述の第 1 の実施形態と略同様である。

40

【0109】

以上の構成による上記第 2 の実施形態においても、上述の第 1 の実施形態と同様に、スムーズな挿入性を得ることができる。

【0110】

[第 3 の実施形態]

次に、本発明の第 3 の実施形態の超音波観察装置について、以下に説明する。図 24 は

50

本実施形態の超音波観察装置の先端部近傍の内部構成を示す断面図であって、該超音波観察装置の長軸方向に沿う要部拡大縦断面図である。

【0111】

本実施形態は、上述の第1、第2の実施形態と略同様の構成からなるものであり、挿入部12から先端部11にかけての外形形状が若干異なるのみである。したがって、上述の第1、第2の実施形態に対して部位の構成について以下に詳述し、同様の構成については、その図示及び説明を省略する。

【0112】

本実施形態の超音波観察装置1Bの先端部11B近傍は、図24に示すように形成される。即ち、本実施形態においては、

挿入補助具31Bの傾斜始点31Baa近傍の曲率半径 $[r5]$ と、  
上記接点Pと上記傾斜始点31Baaとに共に接する円弧Rの曲率半径 $[r6]$ と、  
超音波振動子21Bの超音波送受信面21Baの曲率半径 $[r1]$ と、  
超音波振動子21Bの先端連続部22Baの曲率半径 $[r2]$ と、  
いうものとする。このとき、上記曲率半径 $[r1]$ 、 $[r5]$ 、 $[r6]$ の関係が

$$[r1] \quad [r5] \quad [r6]$$

となるように、先端部11B及び挿入補助具31Bが形成されている。その他の構成は、上述の第1の実施形態と略同様である。

【0113】

以上の構成による上記第3の実施形態においても、上述の第1、第2の実施形態と同様に、スムーズな挿入性を得ることができる。

【0114】

なお、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用を実施し得ることが可能であることは勿論である。さらに、上記実施形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせによって、種々の発明が抽出され得る。例えば、上記各実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題が解決でき、発明の効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【0115】

本出願は、2011年10月27日に日本国に出願された特願2011-236391号を優先権主張の基礎として出願するものである。

【0116】

上記基礎出願により開示された内容は、本願の明細書と請求の範囲と図面に引用されているものである。

【産業上の利用可能性】

【0117】

本発明は、医療分野の内視鏡制御装置だけでなく、工業分野の内視鏡制御装置にも適用することができる。

【要約】

本発明は、挿入が容易な超音波観察装置を提供することを目的とし、そのために超音波を送受信する超音波送受信面21aを有する超音波振動子21と、超音波振動子を固定保持する保持部22、23と、保持部が先端に固設され硬性の筒状に形成される挿入部12と、硬性の棒状若しくは筒状に形成され挿入部に対し挿脱自在に挿通配置される挿入補助具31とを具備し、保持部は挿入部の先端から長軸方向に対して離間する方向に所定の角度をもって屈曲した形状となるように挿入部の先端に固設されており、挿入部に挿入補助具を挿通配置したとき挿入補助具の先端面に接する直線の延長線が超音波送受信面に接するように挿入部の長軸方向に対する保持部の屈曲角度が設定されている。

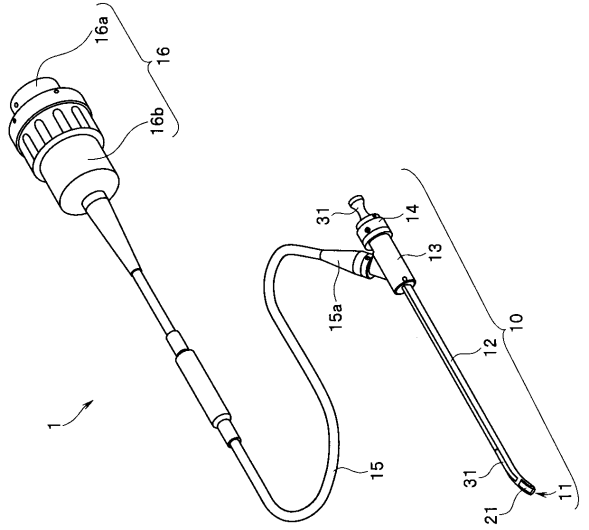
10

20

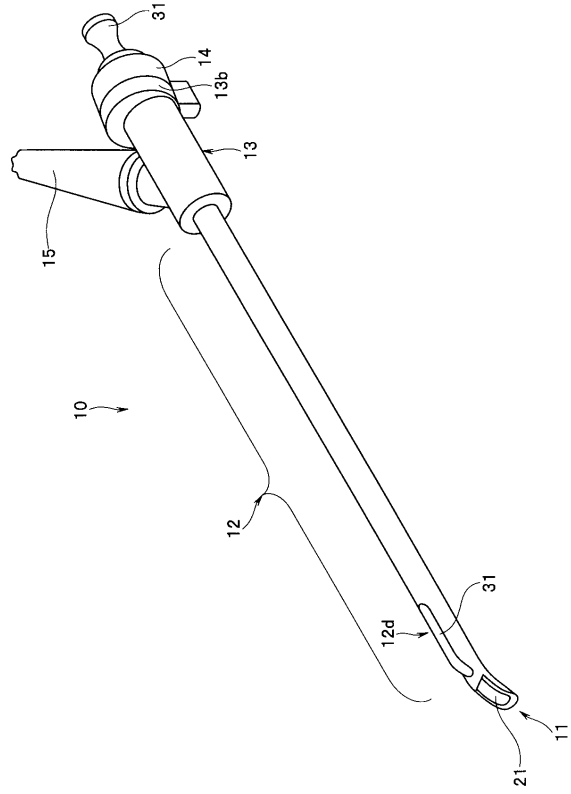
30

40

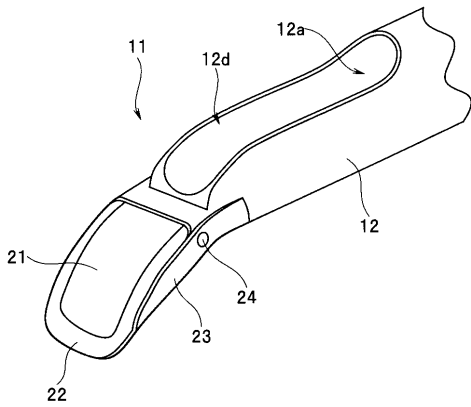
【 図 1 】



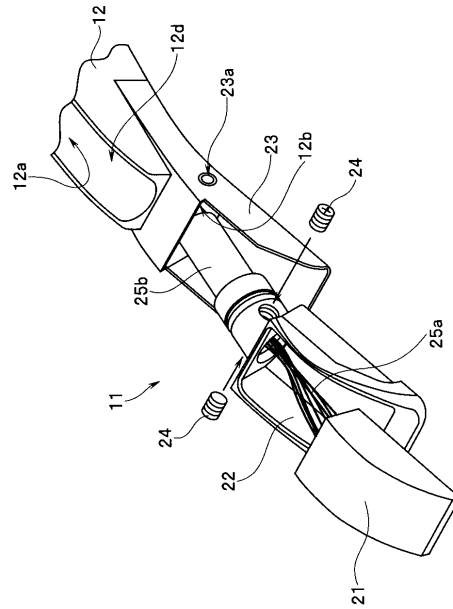
【 図 2 】



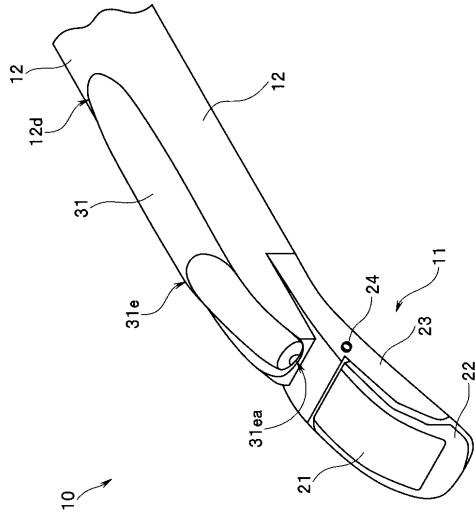
【 図 3 】



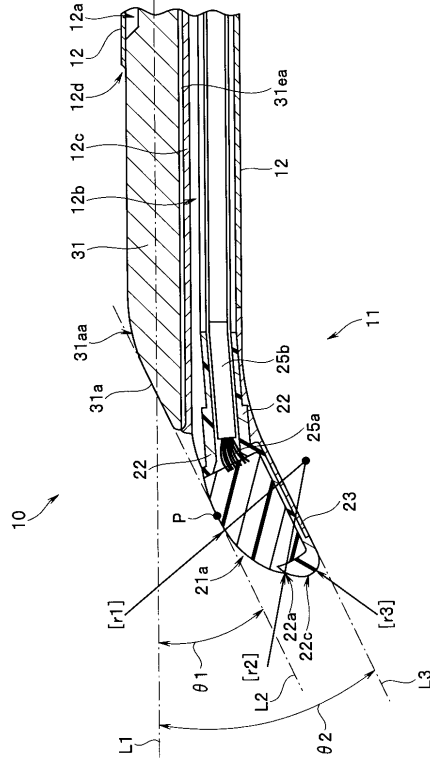
【 図 4 】



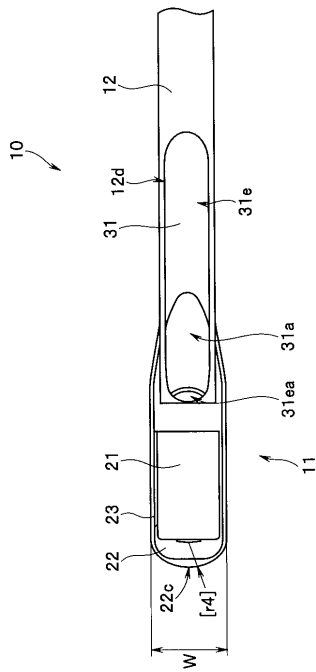
【 図 5 】



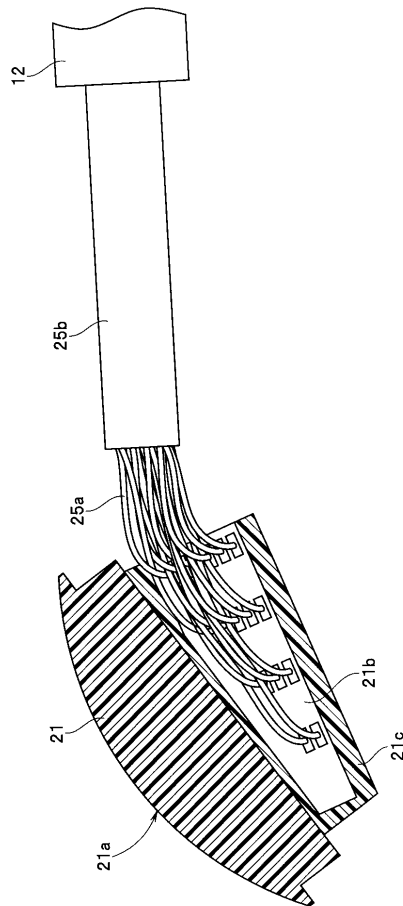
【 図 6 】



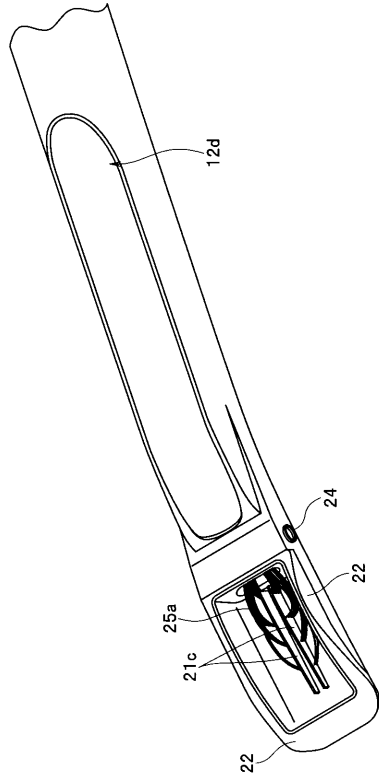
【 図 7 】



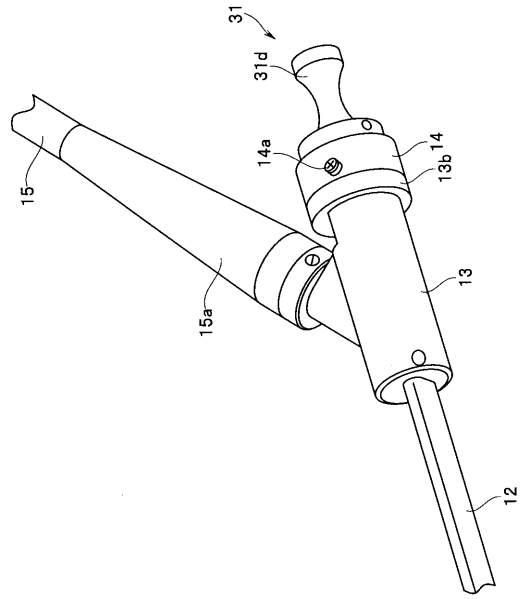
【 図 8 】



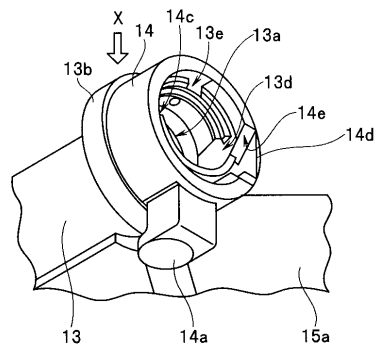
【 図 9 】



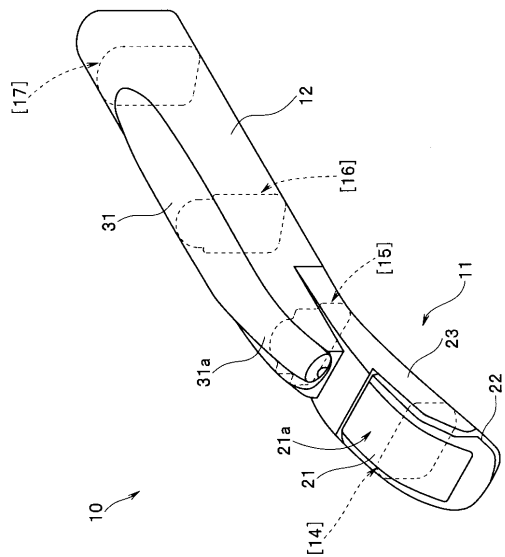
【 図 10 】



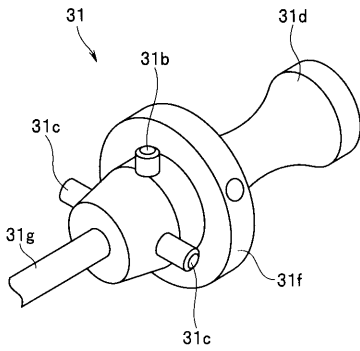
【 図 11 】



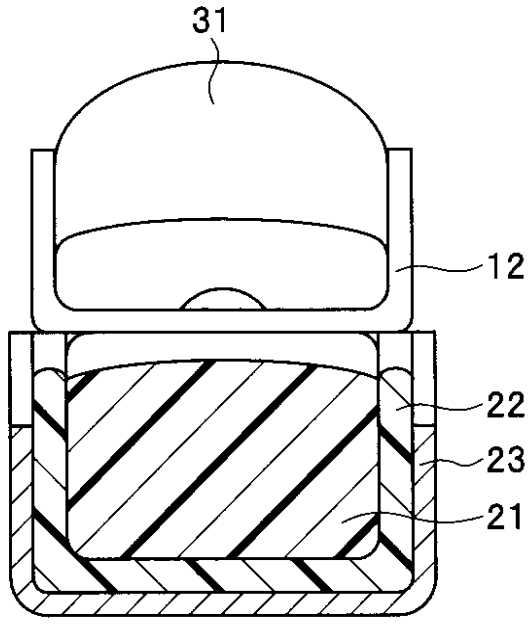
【 図 13 】



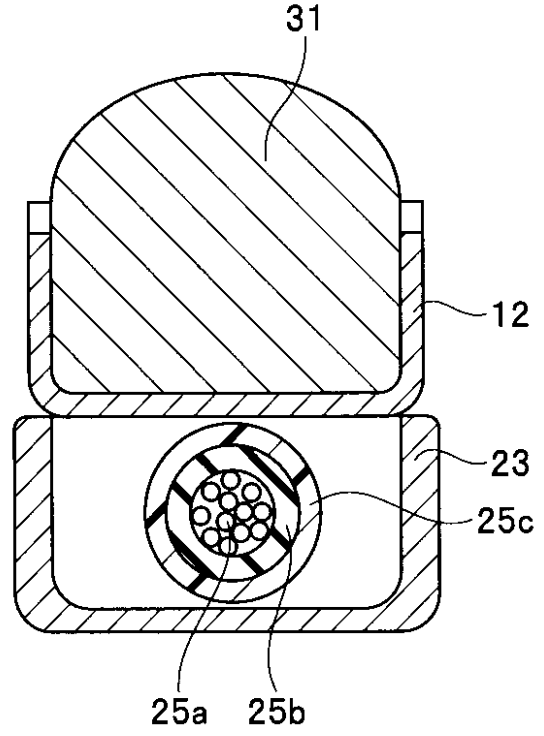
【 図 12 】



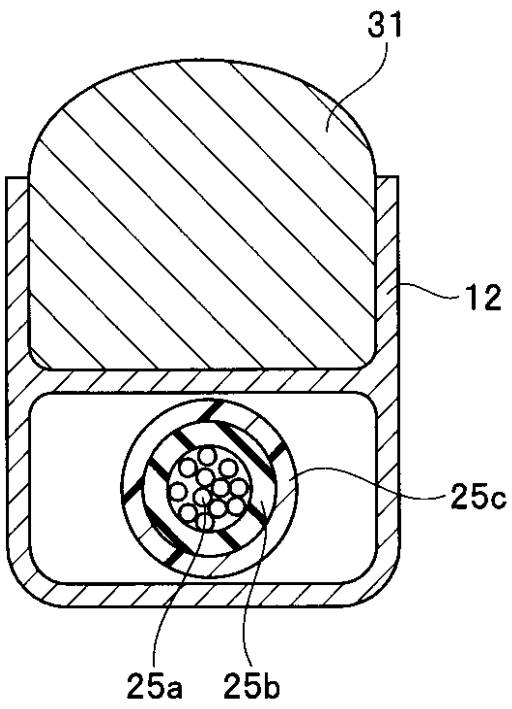
【図14】



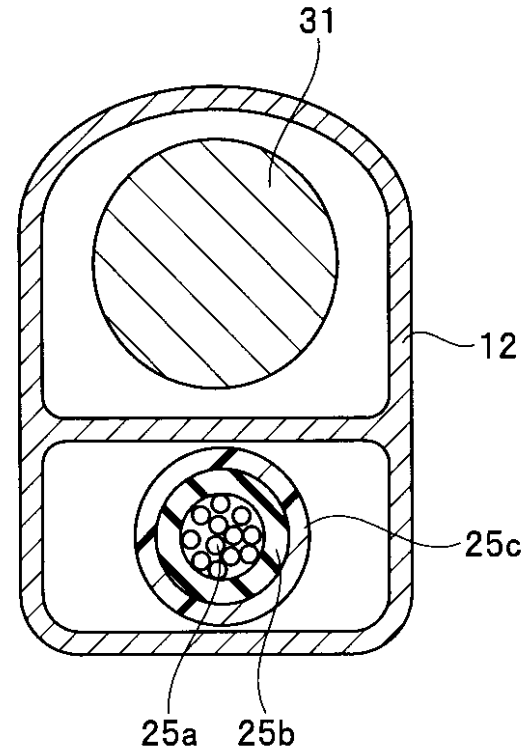
【図15】



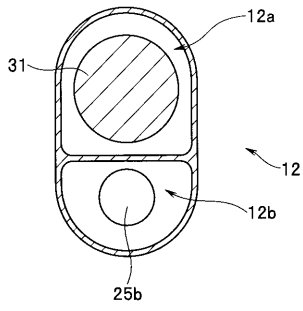
【図16】



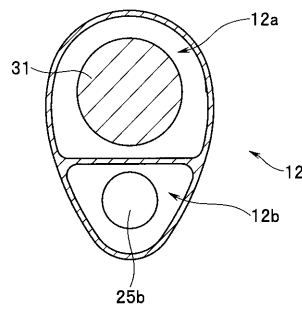
【図17】



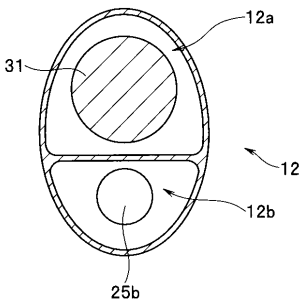
【図18】



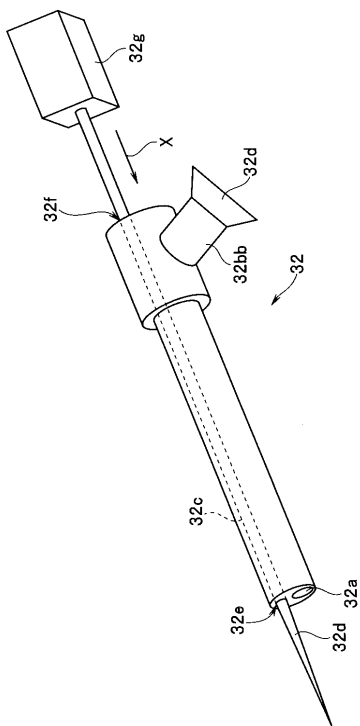
【図20】



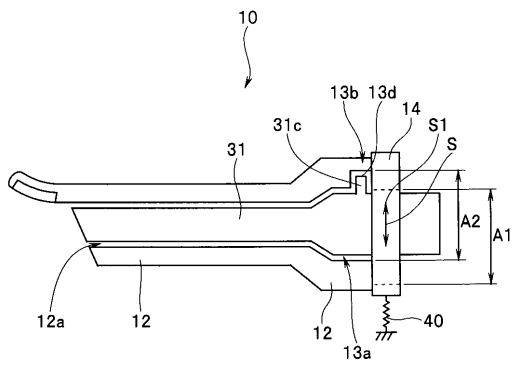
【図19】



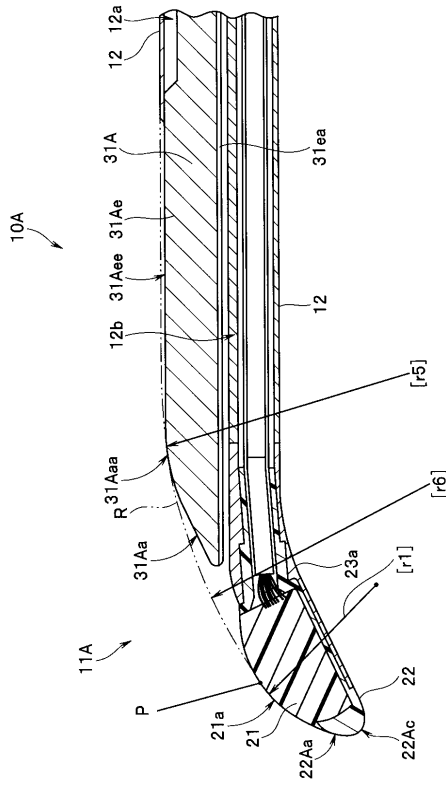
【図21】



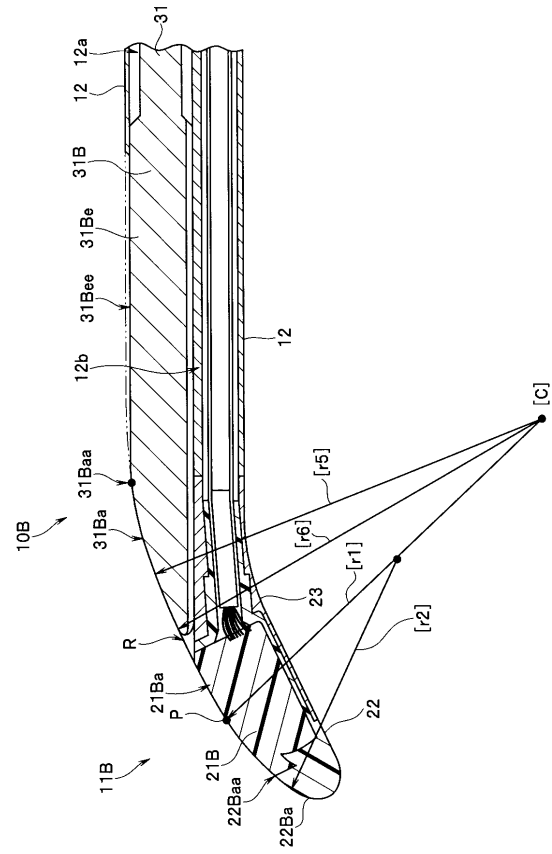
【図22】



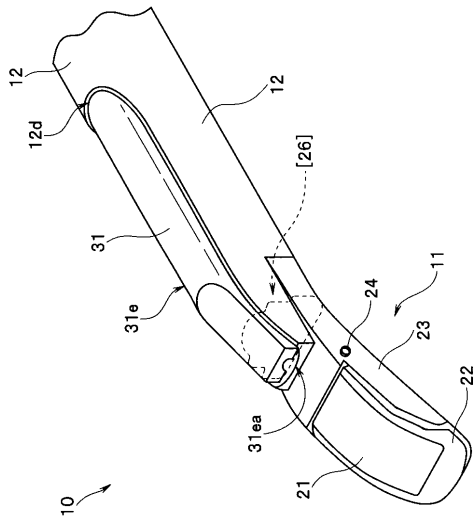
【 2 3 】



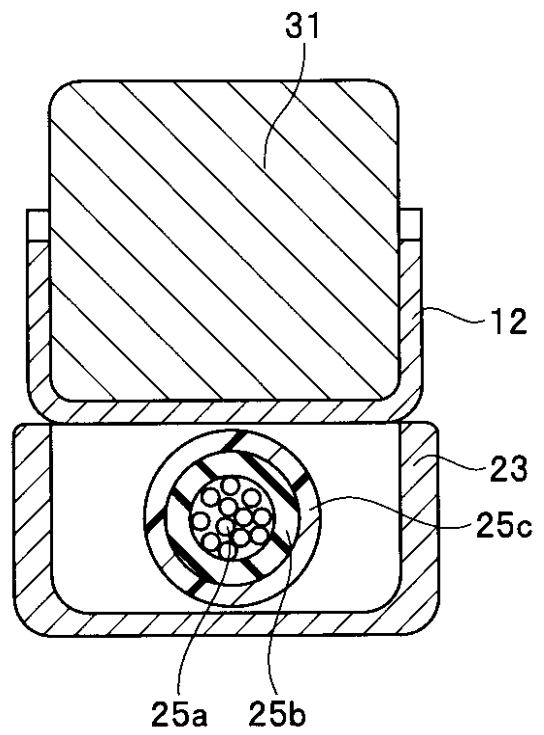
【 2 4 】



【 2 5 】



【 2 6 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 仁科 研一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 特開2000-185044(JP,A)

特表平09-503942(JP,A)

特開平08-107900(JP,A)

特開2005-319313(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/12

A61B 1/00

专利名称(译)	超声波观察装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP5265823B1</a>	公开(公告)日	2013-08-14
申请号	JP2013506030	申请日	2012-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	橋口敏彦 川島知直 仁科研一		
发明人	橋口 敏彦 川島 知直 仁科 研一		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4455 A61B1/00087 A61B1/307 A61B8/085 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4483		
FI分类号	A61B8/12		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	2011236391 2011-10-27 JP		
其他公开文献	JPWO2013062039A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种易于插入的超声波观察装置，并且为此，本发明包括：超声波换能器21，其包括发送/接收超声波的超声波发送/接收面21a；固定保持超声波换能器的保持部分22,23；插入部分12形成为刚性圆柱形状，其中保持部分固定地安装在远端；插入辅助器具31形成为刚性杆状或圆筒状，并且以可自由插入/拔出的方式插入设置在插入部分中；其中：保持部分固定地安装在插入部分的远端，以便形成从插入部分的远端相对于纵向方向在分离方向上以预定角度弯曲的形状；并且，保持部相对于插入部的长度方向的曲率角设定成使得当插入辅助器具插入地设置在插入部中时，与插入部的远端面接触的直线的延长线。插入辅助器具接触超声波发射/接收面。

【图4】

