

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5709317号
(P5709317)

(45) 発行日 平成27年4月30日(2015.4.30)

(24) 登録日 平成27年3月13日(2015.3.13)

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

請求項の数 5 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2012-129900 (P2012-129900)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成24年6月7日(2012.6.7)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2013-252292 (P2013-252292A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成25年12月19日(2013.12.19)	(74) 代理人	100083116
審査請求日	平成26年2月12日(2014.2.12)		弁理士 松浦 憲三
		(72) 発明者	森本 康彦
			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
		審査官	樋熊 政一

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】

体腔内に挿入される挿入部と、

前記挿入部の先端側であって、前記挿入部の長手軸と平行な平面を走査平面とする超音波振動子を有する超音波観察部と、

前記超音波観察部よりも基端側に配置され、前記挿入部の処置具チャンネルに挿通された処置具を導出可能に設けられた処置具導出口であって、前記処置具導出口の中心軸が前記走査平面から法線方向に離間した位置に配置される処置具導出口と、

前記処置具導出口に配置され、前記走査平面に垂直な回転軸周りに回動自在に構成され、前記処置具導出口から導出される前記処置具の起立角度を変更可能に調整する起立台であって、前記処置具導出口から導出される前記処置具を前記走査平面の方向に屈曲させる誘導面を有する起立台と、

を備える超音波内視鏡。

【請求項2】

前記超音波観察部は、前記超音波振動子により送受される超音波の走査領域として前記走査平面に対して直交する方向に所定の幅を有する領域を有し、

前記起立台の誘導面は、前記処置具導出口から導出される前記処置具の導出部分を前記走査領域内に誘導する請求項1に記載の超音波内視鏡。

【請求項3】

前記超音波観察部よりも基端側であって、前記処置具導出口の側部に観察光学系が配置

10

20

される請求項 1、又は 2 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 4】

2つの処置具チャンネルの各々の処置具導出口に配置される2つの起立台を備え、該2つの起立台のうち、少なくとも一方の起立台は、前記誘導面を備えた請求項 1、2、又は 3 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 5】

前記2つの起立台のうち、一方の起立台が他方の起立台よりも基端側に配置された請求項 4 に記載の超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は超音波内視鏡に係り、特に体腔内に挿入される挿入部の先端部に超音波トランスデューサを有する超音波観察部と、処置具チャンネルからの処置具の導出方向を可変する起立台を有する処置具導出部（処置具導出口）とを備えた超音波内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波内視鏡として、内視鏡の挿入部の先端側に電子走査式の超音波トランスデューサを備えたものが知られており、その超音波トランスデューサにより病変部の超音波画像を取得しながら、処置具チャンネルを通して体腔内に導出した穿刺処置具を病変部を穿刺して細胞を採取することなどが行われている。

20

【0003】

この種の超音波内視鏡では、体腔内に挿入される挿入部の先端部（先端硬質部）に、光学的な観察画像（本明細書では内視鏡画像という）を取得するための内視鏡観察部と、超音波画像（断層画像）を取得するための超音波観察部と、処置具チャンネルを挿通した処置具を体腔内に導出するための処置具導出部とが配置されている。

【0004】

従来では、特許文献 1 のように、先端部に超音波観察部の超音波トランスデューサが配置され、その超音波トランスデューサの基端側に処置具導出部（処置具導出口）が配置されている。そして、処置具導出口の一方の側部には、内視鏡観察部の観察光学系が配置されている。

30

【0005】

処置具導出口には、処置具チャンネルの管路開口（管路出口）から導出された処置具の導出方向を可変する起立台（起上台ともいう）が設けられている。起立台は、処置具チャンネルの管路開口から導出された処置具チャンネルからの処置具を誘導面によって屈曲させて所定の導出方向に誘導し、且つ、走査面に直交する回転軸を中心に回転することによってその導出方向を変更するように構成されている。

【0006】

このような起立台を備えた処置具導出口は、超音波トランスデューサにより超音波が走査される走査面と略同一平面上となる位置から処置具を導出し、起立台の起立角度にかかわらず走査面に対して平行に処置具を導出するように構成されている。したがって、処置具導出部から導出された処置具は走査面に沿って進行し、超音波観察部により取得される超音波画像に映し出されるようになっている。

40

【0007】

このような従来の一一般的な構成の超音波内視鏡に対して特許文献 2、3 には次のような記載のものが提案されている。

【0008】

特許文献 2 には、起立台を回転させて起立角度を変更するための回転軸の方向を、その回転軸に対して直交する軸周りの方向に変更する機構を備えた超音波内視鏡が提案されている。これによれば、起立台の回転軸の方向を走査面に対して直交する方向と異なる方向に変更することによって、処置具チャンネルからの処置具の導出方向を走査面に対して平

50

行な方向と異なる方向にも調整することができ、走査面上にない処置部位に対しても正確に処置具を誘導することができるようになっている。

【 0 0 0 9 】

特許文献 3 には、体腔内に内視鏡を挿入して内視鏡的逆行性膵胆管造影術 (E R C P) を行い、癌等の疑いのある病変部が見つかった場合に、その内視鏡を体腔内から抜去することなく、超音波内視鏡ガイド下穿刺術 (F N A) を行い、病変部の組織を採取して病理検査を行うことを可能にする超音波内視鏡が提案されている。

【 0 0 1 0 】

これによれば、挿入部には第 1 の処置具チャンネルと第 2 の処置具チャンネルが設けられ、先端硬性部の先端側には、内視鏡画像を取得するための側視型の内視鏡観察部と、第 1 の処置具チャンネルの導出口から導出された造形チューブ等の処置具を内視鏡観察部の視野内に起立させる第 1 の起立台とが配設される。これにより、第 1 の処置具チャンネル、第 1 の起立台、及び内視鏡観察部を使用して E R C P を行うことができる。

10

【 0 0 1 1 】

一方、先端硬性部の基端側には、超音波画像を取得するための超音波トランスデューサと、第 2 の処置具チャンネルの導出口から導出された穿刺針等の処置具を超音波トランスデューサの観察範囲 (走査領域) 内に起立させる第 2 の起立台とが配設される。これにより、E R C P の後に内視鏡を体腔内から抜去することなく、第 2 の処置具チャンネル、第 2 の起立台、及び超音波トランスデューサを使用して F N A を行うことを可能にしている。

20

【 0 0 1 2 】

また、この特許文献 3 の内視鏡において、超音波トランスデューサよりも先端側に配置された第 1 の起立台を挿入部の挿入軸に沿った軸の周りに回動可能にし、第 1 の処置具チャンネルの導出口から導出された処置具を超音波トランスデューサの走査領域内に傾倒させてその処置具も超音波画像により観察できるようにしてもよい旨が開示されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 3 】

【 特許文献 1 】 特開平 5 - 3 4 4 9 7 3 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 7 - 2 1 5 6 3 4 号公報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 1 0 - 4 9 4 5 号公報

30

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 4 】

ところで、特許文献 1 に記載の超音波内視鏡の先端部のように、従来では、処置具導出口の起立台は、処置具チャンネルからの処置具を超音波トランスデューサの走査面上の位置から導出するため、処置具導出口及び起立台の幅方向 (走査面に対して直交する方向) の略中心が走査面上の位置となるように配置される。そして、処置具導出口の一方の側部には内視鏡観察部の観察光学系が配置されるため、他方の側部に有効に使用されない非使用領域が存在している。したがって、その非使用領域を減らすことによって先端部の細径化を図ることができるが、その場合には、処置具導出口 (起立台) を非使用領域側にずらして配置し、これに合わせて観察光学系を走査面側にずらして配置する必要がある。

40

【 0 0 1 5 】

しかしながら、処置具導出口 (起立台) を非使用領域側にずらして配置すると、処置具チャンネルからの処置具が走査面上の位置から導出されなくなるため、処置具が超音波トランスデューサの走査領域を広範囲に渡って通過しなくなる可能性がある。したがって、単純に処置具導出口を非使用領域側にずらして配置することはできない。

【 0 0 1 6 】

一方、処置具導出口を非使用領域側にずらして配置して先端部の細径化を図る場合に、例えば特許文献 2、3 のように、起立台の回転軸を走査面に対して斜めに傾倒させ、処置

50

具チャンネルからの処置具を走査面に対して斜めに交差する方向に導出することによって処置具が超音波トランスデューサの走査領域内を通過するように構成することが考えられる。

【0017】

しかしながら、この場合でも、起立台の起立角度（起立台の回転軸周りの回転角度）、即ち、処置具導出口からの処置具の導出角度に応じて処置具と走査面との交差角が変化するため、起立台の回転軸を走査面に対して斜めに傾倒させるときの傾倒角度を固定すると、処置具を好適に走査領域内に誘導することができる起立台の起立角度が極めて小さい範囲に限られてしまうという問題がある。この問題を解消するためには、起立台の起立角度に応じて起立台の回転軸の傾倒角度も変更すれば良いが、そのような変更操作を施術者が行うことは負担が大きく、また回転軸の傾倒角度を変更するための機構も必要となるため構成が複雑になるという問題がある。

10

【0018】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、挿入部の先端部の非使用領域を低減して先端部の細径化等を図ると共に、操作負担の増加や構成の複雑化を招くことなく、処置具導出口からの処置具の起立角度（起立台の起立角度）の広範囲に渡って処置具を超音波観察部の走査領域内に好適に誘導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】

【0019】

前記目的を達成するために、本発明に係る超音波内視鏡は、体腔内に挿入される挿入部と、挿入部の先端側であって、挿入部の長手軸と平行な平面を走査平面とする超音波振動子を有する超音波観察部と、超音波観察部よりも基端側に配置され、挿入部の処置具チャンネルに挿通された処置具を導出可能に設けられた処置具導出口であって、処置具導出口の中心軸が走査平面から法線方向に離間した位置に配置される処置具導出口と、処置具導出口に配置され、走査平面に垂直な回転軸周りに回動自在に構成され、処置具導出口から導出される処置具の起立角度を変更可能に調整する起立台であって、処置具導出口から導出される処置具を走査平面の方向に屈曲させる誘導面を有する起立台と、を備えている。

20

【0020】

本発明によれば、超音波観察部の走査平面から法線方向に離間した位置に処置具導出口の中心軸をずらして配置することができるため、先端部の非使用領域を低減して先端部の細径化等を図ることができる。また、起立台が走査平面に対して直交する回転軸周りに回動して処置具の起立角度を変化させると共に、誘導面によって処置具導出口から導出される処置具が起立角度に関係なく一定の傾き角度で走査面の方向に屈曲するため、処置具の起立角度に関係なく処置具と走査平面との交差角が一定の角度となり、処置具の起立角度の広範囲に渡って処置具導出口から導出された処置具が超音波観察部の走査面近傍範囲、即ち、超音波観察部の走査領域の範囲内に好適に誘導されるようになる。

30

【0021】

本発明では、超音波観察部は、超音波振動子により送受される超音波の走査領域として走査平面に対して直交する方向に所定の幅を有する領域を有し、起立台の誘導面は、処置具導出口から導出される処置具の導出部分を走査領域内に誘導する形態とすることができる。

40

【0022】

これによれば、起立台の誘導面による屈曲によって起立角度の広範囲において処置具が超音波画像で好適に観察されるようになる。

【0023】

なお、超音波観察部により超音波画像として観察される走査領域は超音波が照射される3次元的な拡がりを持つ領域であり、本明細書ではその走査領域の中心を通る平面を走査平面というものとする。

【0024】

50

本発明では、超音波観察部よりも基端側であって、処置具導出口の側部に観察光学系が配置される態様とすることができる。このように撮影光学系を配置することによって、先端部において大きな領域を占める起立台を含む処置具導出口と観察光学系とを先端部にバランス良く配置することができ、先端部の細径化等を図ることができる。

【0025】

本発明では、2つの処置具チャンネルの各々の処置具導出口に配置される2つの起立台を備え、2つの起立台のうち、少なくとも一方の起立台は、誘導面を備えた形態とすることができる。処置具導出口を走査面と同一平面上の位置からずらして配置することが可能となるため2つの起立台を配置することが可能となり、2つの処置具チャンネルを超音波内視鏡に設けることが可能となる。

10

【0026】

本発明では、2つの起立台のうち、一方の起立台が他方の起立台よりも基端側に配置された形態とすることができる。これによれば、2つの起立台の各々を介して導出された処置具が超音波画像上で完全に重なってしまい一方の処置具が観測されないという事態を防止することができる。

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、挿入部の先端部の非使用領域を低減して先端部の細径化等を図ると共に、操作負担の増加や構成の複雑化を招くことなく、処置具導出口からの起立角度（起立台の起立角度）の広範囲において処置具を超音波観察部の走査領域内に好適に誘導することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明が適用される超音波内視鏡を使用した超音波検査システムの全体構成を示した外観構成図

【図2】本発明が適用される超音波内視鏡を使用した超音波検査システムの全体構成を示した概略構成図

【図3】超音波内視鏡の先端硬質部の斜視図

【図4】超音波内視鏡の先端硬質部の平面図（上面図）

【図5】超音波内視鏡の先端硬質部の側面図

30

【図6】超音波内視鏡の先端硬質部の正面図

【図7】処置具導出部の起立台収容部を拡大して示した斜視図

【図8】処置具導出部の起立台収容部に配置される起立台のみを示した斜視図

【図9】処置具導出部の起立台収容部に配置される起立台のみを示した4面図であり、（A）は正面図、（B）は平面図、（C）は右側面図、（D）は左側面図

【図10】走査領域を示した先端硬質部の平面図

【図11】走査領域を示した先端硬質部の側面図

【図12】走査領域を示した先端硬質部の正面図

【図13】起立台の起立角度を変化させた場合に処置具の導出部分が描く軌跡と走査領域との関係を示した斜視図

40

【図14】起立台の起立角度を変化させた場合に処置具の導出部分が描く軌跡を示した平面図

【図15】起立台の起立角度を変化させた場合に処置具の導出部分が描く軌跡と走査領域との関係を示した平面図

【図16】起立台の起立角度を変化させた場合に処置具の導出部分が描く軌跡と走査領域との関係を示した底面図

【図17】起立台の任意の起立角度（処置具の任意の導出角度）における処置具の導出部分を含む断面の位置での走査領域の形態を示した断面図

【図18】従来の形態において起立台の起立角度を変化させた場合に処置具の導出部分が描く軌跡と走査領域との関係を示した斜視図

50

【図 19】従来における処置具の導出角度と交差角の関係の概略を示したグラフ

【図 20】本発明における処置具の導出角度と交差角の関係の概略を示したグラフ

【図 21】他の実施の形態（第 2 の実施の形態）の先端硬質部の構成要素の配置を示した平面図

【図 22】図 21 の第 2 の実施の形態の変形例を示した平面図

【図 23】先端硬質部を模式的に示した正面図

【発明を実施するための形態】

【0029】

以下、添付図面に従って本発明に係る超音波内視鏡の好ましい実施の形態について詳説する。

10

【0030】

図 1 は、本発明が適用される超音波内視鏡を使用した超音波検査システムの全体構成を示した外観構成図及び概略構成図である。

【0031】

これらの図に示すように超音波検査システム 2 は、体腔内の内視鏡画像（光学的な観察画像）及び超音波画像（超音波による断層画像）を撮影する超音波内視鏡 10 と、超音波画像を生成する超音波用プロセッサユニット 12 と、内視鏡画像を生成する内視鏡用プロセッサユニット 14 と、体腔内を照明するための照明光を超音波内視鏡 10 に供給する光源装置 16 と、内視鏡画像や超音波画像を表示するモニタ 18 と、を備えて構成されている。

20

【0032】

超音波内視鏡 10 は、体腔内に挿入される挿入部 22 と、この挿入部 22 の基端部に連結された操作部 24 と、この操作部 24 に一端が接続されたユニバーサルコード 26 とからなる。ユニバーサルコード 26 の他端部には、超音波用プロセッサユニット 12 に接続される超音波用コネクタ 28 と、内視鏡用プロセッサユニット 14 に接続される内視鏡用コネクタ 30 と、光源装置 16 に接続される光源用コネクタ 32 とが設けられている。超音波内視鏡 10 は、これらの各コネクタ 28、30、32 を介して超音波用プロセッサユニット 12、内視鏡用プロセッサユニット 14、光源装置 16 に着脱自在に接続される。

【0033】

超音波用プロセッサユニット 12、内視鏡用プロセッサユニット 14、及び光源装置 16 は、図 1 の如くキャスター付きのカート 20 に載置されており、一体的に自由に移動させることができるようになっている。そのカート 20 には、支柱 34 が設けられており、その支柱 34 にモニタ 18 が保持されるようになっている。支柱 34 は、回転機構及び高さ調節機構を備えており、モニタ 18 の画面の方向及び高さを調節することができるようになっている。

30

【0034】

本実施の超音波内視鏡はコンベックス型の超音波内視鏡であり、前述のように挿入部 22、操作部 24、及びユニバーサルコード 26 により構成されている。

【0035】

図 2 に示すように体腔内に挿入される挿入部 22 は、先端側から順に、硬質部材で形成される先端硬質部（先端部）40 と、先端硬質部 40 の基端側に連設された湾曲自在の湾曲部 42 と、湾曲部 42 の基端側と操作部 24 の先端側との間を連結し、細径かつ長尺の可撓性を有する軟性部 44 と、から構成されている。また、挿入部 22 の内部には、基端から先端までの間を挿通する不図示の処置具チャンネルが形成されている。

40

【0036】

先端硬質部 40 には、詳細を後述するように超音波観察部 50 と内視鏡観察部 52 と処置具導出部（処置具導出口）54 とが設けられている。

【0037】

超音波観察部 50 は、超音波を送受する超音波振動子を複数配列して超音波送受面を形成した超音波トランスデューサを有している。この超音波観察部 50 によって体腔壁より

50

も深さ方向に存在する細胞組織の断層画像を超音波画像として生成するための超音波信号が取得される。

【0038】

内視鏡観察部52は、観察光学系及び照明光学系の構成部材や撮像素子及びその周辺回路等により構成されており、この超音波観察部50によって体腔壁表面を光学的に撮像して観察用の内視鏡画像を表示するための撮像信号が取得される。

【0039】

処置具導出部(処置具導出口)54は、詳細を後述するように、処置具チャンネルを挿通した各種処置具56の先端部を体腔内に導出すると共に、処置具チャンネルからの処置具56の導出方向を可変する起立台を備えている。

【0040】

挿入部22の基端側に連結される操作部24は、施術者が把持する構成部であり、各種操作を行うための操作部材を備えている。例えば、挿入部22の湾曲部42を上下左右に湾曲操作するアングルノブ24a、起立台を起立させる起立レバー24b、吸引操作を行うための吸引ボタン24c、送気及び送水操作を行うための送気送水ボタン24d、モニタの表示切り替えや表示画像のフリーズ指示やリリース指示等を行う複数の操作部材24e等を備えている。

【0041】

また、操作部24の先端側には、処置具チャンネルに各種処置具56を挿入するための処置具挿入口24fが突設されている。

【0042】

操作部24に一端が接続されたユニバーサルコード26は、その内部に電気信号等を伝達する各種信号線や照明光を伝送するライドガイド等を有している。このユニバーサルコード26の先端部には、上記のように超音波用プロセッサユニット12に接続される超音波用コネクタ28と、内視鏡用プロセッサユニット14に接続される内視鏡用コネクタ30と、光源装置16に接続される光源用コネクタ32とが設けられている。

【0043】

これにより、挿入部22の先端硬質部40の超音波観察部50と超音波用プロセッサユニット14とが挿入部22、操作部24、及びユニバーサルコード26の内部を挿通する信号線により接続され、挿入部22の先端硬質部40の内視鏡観察部52と内視鏡用プロセッサユニット14とが挿入部22、操作部24、及びユニバーサルコード26の内部を挿通する信号線により接続される。また、挿入部22の先端硬質部40の照明光学系と光源装置16とが挿入部22、操作部24、及びユニバーサルコード26の内部を挿通するライトガイドにより接続される。

【0044】

超音波用プロセッサユニット12は、超音波観察部50の後述の超音波トランスデューサを駆動することで、所定の周波数の超音波を観察対象物に向けて送信すると共に観察対象物から反射する超音波を受信して得られる電気信号(超音波信号)を超音波観察部50から取得し、各種信号処理を施すことにより超音波画像用の映像信号を生成する。

【0045】

内視鏡用プロセッサユニット14は、超音波内視鏡10の内視鏡観察部52の撮像素子を駆動制御することで、撮像素子から伝送される撮像信号を取得し、各種信号処理を施すことにより内視鏡画像用の映像信号を生成する。

【0046】

光源装置16は、内視鏡観察部52による観察視野範囲を照明するために先端硬質部40の照明光学系から出射する照明光を供給する。

【0047】

モニタ18は、超音波用プロセッサユニット12及び内視鏡用プロセッサユニット14により生成された各映像信号を受けて超音波画像や内視鏡画像を表示する。これらの超音波画像や内視鏡画像の表示は、いずれか一方のみの画像を適宜切り替えてモニタ18に表

10

20

30

40

50

示することや両方の画像を同時に表示すること等が可能である。なお、超音波画像を表示するためのモニタと内視鏡画像を表示するためのモニタを別個に設けてよいし、他の任意に形態で、これらの超音波画像と内視鏡画像とを表示するようにしてもよい。

【0048】

次に、上記超音波内視鏡10の先端硬質部40の構成について詳説する。図3、図4、図5、及び図6は各々、先端硬質部40の斜視図、平面図、側面図、及び正面図である。

【0049】

これらの図に示すように先端硬質部40には、超音波観察部50と、内視鏡観察部52と、処置具導出部(処置具導出口)54とが設けられている。

【0050】

超音波観察部50は、先端硬質部40の長手軸となる挿入部22の挿入軸(中心軸)Zの方向に沿って超音波振動子を配列して構成された超音波トランスデューサ60を有しており、その超音波トランスデューサ60を構成する各超音波振動子は先端硬質部40の先端近傍位置から挿入軸Z方向の基端側(後方側)に向けて配列されると共に、超音波を送受する超音波送受面60aが、挿入軸Z方向に向けて凸湾曲形状となっている。超音波トランスデューサ60の各超音波振動子は順次駆動されて超音波電子走査が行われるようになっている。

【0051】

なお、挿入軸Zに対して直交する左右方向の水平軸をX、上下方向の鉛直軸をYとすると、超音波トランスデューサ60の超音波送受面60aは、挿入軸Zを含む平面(YZ平面)に対して略左右対称となるように配置されている。

【0052】

内視鏡観察部52は、観察光学系62や照明光学系64、66の構成部材や撮像素子等により構成されており、超音波観察部50よりも基端側で、かつ、処置具導出部54を避けた位置に配置されている。

【0053】

処置具導出部54の左右両側部の先端部分には、挿入軸Zに直交する平面に対して所定角度に傾斜した傾斜面部70a、70bが設けられており、基端側から先端側に向かって左側の傾斜面部70aには、観察光学系62の観察窓62aと2つの照明光学系64、66のうちの一方の照明光学系64の照明窓64aが配設されている。基端側から先端側に向かつて右側の傾斜面部70bには、他方の照明光学系66の照明窓66aが配設されている。

【0054】

観察光学系62は、観察窓62aから観察視野範囲の被写体からの光を取り込み、先端硬質部40の内部で被写体像を結像させる不図示の光学系部材を備えている。先端硬質部40の内部には、観察光学系62により結像された被写体像を撮像して撮像信号を生成する不図示の撮像素子が配置されている。

【0055】

照明光学系64、66は、各々、光源装置16からライトガイドを通じて伝送された照明光を照明窓64a、66aを介して観察視野範囲に拡散して出射する光学系部材を備えている。

【0056】

なお、傾斜面部70a上の観察窓62aの近傍には観察窓62aに向けて液体や気体を噴出する洗浄用ノズル68が設けられている。

【0057】

処置具導出部(処置具導出口)54は、超音波観察部の超音波トランスデューサ60よりも基端側に設けられており、不図示の処置具チャンネルの管路開口に連通して形成された凹状の空間の起立台収容部72を備えている。その起立台収容部72には、処置具チャンネルの管路開口から導出された処置具の処置具導出部54からの導出方向を可変するための起立台74が回動可能に固設されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 8 】

図7は、処置具導出部54の起立台収容部72を拡大して示した斜視図であり、図8及び図9は、起立台74のみを拡大して示した斜視図及び4面図である。これらの図に示すように起立台74は、処置具を所定の導出方向に誘導する誘導面80（詳細は後述する）を本体74aの上部側に有し、軸孔82aを有する軸孔部82を本体74aの下部側に有している。

【 0 0 5 9 】

一方、図7に示すように起立台収容部72の内壁面のうち、基端側から先端側に向かって左側の不図示の内壁面（側壁面）には、水平軸Xの方向に向けて軸部材84が突設されており、その軸部材84が起立台74の軸孔82aに挿通されている。これによって、起立台74が水平軸X方向の軸部材84を回転軸として回動可能に軸部材84に支持されている。

10

【 0 0 6 0 】

また、起立台収容部72の内壁面のうち、基端側の内壁面には、処置具チャンネルの管路86の開口（管路開口）86aが設けられており、起立台74の左右方向の幅の中心位置と処置具チャンネルの管路開口86aの中心位置とが水平軸X方向に略一致した位置となるように起立台74及び処置部チャンネルの管路86（管路開口86a）が配置されている。

【 0 0 6 1 】

基端側から先端側に向かって起立台74の右側の側面には、操作ワイヤ88の先端部88aが取り付けられている。操作ワイヤ88は、操作部24の起立レバー24b（図2参照）の操作によって押し引き操作されるようになっており、その操作ワイヤ88の押し引き操作によって起立台74が軸部材84を回転軸として回動し、起立台74の起立角度（回転軸周りの回転角度）が変更されるようになっている。

20

【 0 0 6 2 】

これによれば、処置具チャンネルの管路開口86aから導出された処置具は、起立台74の誘導面80に沿って所定の導出方向に誘導されて起立台収容部72の開口（処置具導出部54）から導出される。したがって、起立台74の起立角度を起立レバー24bにより変更することによって処置具導出部54から導出する処置具の導出方向を変更することができるようになっている。

30

【 0 0 6 3 】

続いて、処置具導出部（処置具導出口）54の起立台74と超音波観察部50の超音波トランスデューサ60との位置関係、及び、起立台74の誘導面80について詳説する。

【 0 0 6 4 】

図4の先端硬質部40の平面図上において、超音波トランスデューサ60の左右方向（水平軸X方向）の幅の中心を通る中心軸Aの位置は挿入軸Zの位置と略一致しており、超音波トランスデューサ60は挿入軸Zに対して略対称形状となる位置に配置されている。

【 0 0 6 5 】

ここで、本実施の形態では、超音波トランスデューサ60の中心軸Aを含む鉛直面（YZ平面）上に、詳細を後述する超音波トランスデューサ60による走査領域の中心面である走査平面が形成されるものとする。したがって、その走査平面は、挿入軸Zを含む鉛直面上に形成される。

40

【 0 0 6 6 】

このように左右方向（水平軸X方向）に関して超音波トランスデューサ60の中心軸Aが挿入軸Zの位置に略一致するように配置することによって、超音波トランスデューサ60として出来る限り大きなものを使用することができる。即ち、先端硬質部40を正面側から模式的に示すと、図23の正面図のように、上記の内視鏡観察部52と処置具導出部54が配置される先端硬質部40の基端側部分の領域が挿入軸Zを中心とする円形枠200で表される。

【 0 0 6 7 】

50

一方、超音波観察部 50 が配置される先端硬質部 40 の先端側部分の領域は矩形（長方形）枠で示され、超音波観察部 50 が先端硬質部 40 の基端側部分の領域内に収まるようにした場合、超音波観察部 50 の大きさは、円形枠 200 に底辺側角部が接する矩形枠の大きさが最大となる。このとき、本実施の形態のように左右方向に関して超音波トランスデューサ 60 の中心軸 A が挿入軸 Z の位置に略一致するように配置すると、超音波観察部 50 の大きさは、同図の矩形枠 202 の大きさが最大となり、超音波トランスデューサ 60 の中心軸 A が挿入軸 Z の位置からずれるように配置すると、超音波観察部 50 の大きさは、同図の矩形枠 204 の大きさが最大となる。

【0068】

これらの矩形枠 202、204 を比較すると、矩形枠 202 の上下方向（鉛直軸 Y 方向）の長さ y_1 が矩形枠 204 の鉛直軸 Y 方向の長さ y_2 よりも長いことから分るように、超音波トランスデューサ 60 の中心軸 A が挿入軸 Z の位置できるだけ近くなるように配置した方が、超音波観測部 50 を配置することができるスペースが大きくなり、その分、大きな超音波トランスデューサを配置することができるようになる。

【0069】

そこで、本実施の形態では、左右方向に関して超音波トランスデューサ 60 の中心軸 A が挿入軸 Z の位置に略一致するように配置することによって、できる限り大きな超音波トランスデューサ 60（超音波振動子）を配置できるようにしている。ただし、必ずしも超音波トランスデューサ 60 の中心軸 A と挿入軸 Z との水平方向の位置を一致させる必要はない。

【0070】

これに対して、処置具導出部 54 の左右方向の幅の中心を通る中心軸 B（本実施の形態では起立台 74 の左右方向の幅の中心を通る中心軸とも一致する）の位置は挿入軸 Z の位置とは一致しておらず、挿入軸 Z から所定距離分離した位置に、挿入軸 Z と略平行となるように配置されている。即ち、処置具導出部 54 の中心軸 B は、走査平面から法線方向に離間した位置に配置される。

【0071】

このように処置具導出部 54（起立台 74）の中心軸 B の位置を超音波トランスデューサ 60 の中心軸 A の位置、即ち、詳細を後述する走査平面上の位置からずらして配置し、水平軸 X 方向に関して起立台 74 と超音波トランスデューサ 60 とを異なる位置に配置することによって、処置具導出部 54 の両側部のうち、観察光学系 62 や撮像素子が配置されない一方の側部側の無駄な非使用領域が低減され、先端硬質部 40 の細径化が図られている。

【0072】

なお、本実施の形態では、超音波トランスデューサ 60 の中心軸 A と挿入軸 Z の左右方向の位置が一致し、次に説明する走査平面がそれらの中心軸 A 及び挿入軸 Z を含む鉛直面（YZ 平面）上に形成されるものとして、主として挿入軸 Z を基準にして処置具導出部 54 等の各構成物の配置を規定しているように説明しているが、本願発明は、中心軸 A と挿入軸 Z の左右方向の位置は上記のように必ずしも一致していなくても良く、また、走査平面が中心軸 A を含む鉛直面上に形成されない場合であっても良い。そのため、本来は、各構成部の配置は走査平面の位置を基準に規定されべきものであり、走査平面の位置に応じて挿入軸 Z と各構成部の位置関係も本実施の形態と異なるものとなる。

【0073】

したがって、本実施の形態において満たされている挿入軸 Z と各構成部との位置関係は、中心軸 A と挿入軸 Z の左右方向の位置が一致し、且つ、走査平面が挿入軸 Z 及び挿入軸 A を含む鉛直面（YZ 平面）上に形成される場合の一形態を示したものにすぎず、挿入軸 Z と各構成部との位置関係が本実施の形態のものに限定されるものではない。

【0074】

超音波トランスデューサ 60 により超音波画像として観察される走査領域、即ち、超音波トランスデューサ 60 の電子走査により順次送受される超音波が照射される走査領域 1

10

20

30

40

50

00は、図10、図11、及び図12の先端硬質部40の平面図、側面図、及び正面図に示すように超音波トランスデューサ60を側面側からみると扇形の範囲(図11参照)を示し、正面側及び上面側からみると左右方向(水平軸X方向)に所定の拡がりを有する領域(図10、図12参照)となっている。その走査領域100の左右方向の中心位置を通る平面を走査平面102というものとする。本実施の形態では、走査平面102が、超音波トランスデューサ60の中心軸Aを含む鉛直面(YZ平面)と略一致する位置に形成され、走査領域100がその走査平面102に対して左右方向(水平軸X方向)に所定の拡がりを有する領域として形成される。なお、図12は、挿入軸Zに直交する断面上での走査領域を示している。

【0075】

また、超音波トランスデューサ60は、超音波送受面60aから所定距離の点が焦点となるように超音波ビームを放射しているため、走査領域100は、図12の如く超音波トランスデューサ60の超音波送受面60aからの距離が遠くなるにしたがって、水平軸X方向の幅が徐々に狭くなり、焦点となる距離で最小幅となるように収束した後、徐々に拡大する。図11及び図12には走査領域100が最小幅となる収束領域の位置が符号100Aで示されている。

【0076】

ここで、起立台74が処置具チャンネルからの処置具を走査平面102に対して平行に誘導して処置具導出部54から導出するものとする。少なくとも走査領域100の収束領域100Aの付近で処置具が走査領域100から外れる。処置具導出部54(起立台74)の中心軸Bと超音波トランスデューサ60の中心軸Aとの水平軸X方向のずれ量が大きいほど、処置具導出部54から導出された処置具が走査領域100を通過しない範囲が大きくなる。

【0077】

そこで、図7等にした起立台74の誘導面80は、処置具チャンネルの管路開口86aから導出された処置具を走査平面102に対して平行な面内の方向にではなく、走査平面102側に傾けた方向、即ち、走査平面102と交差する方向に誘導すると共に、走査領域100の収束領域100Aにおいて走査領域100の範囲内を通過する方向に処置具を導出するように形成されている。これによって、起立台74の起立角度に応じた処置具導出部54からの処置具の起立角度(以下、導出角度という)に関わらず、処置具導出口54から導出された処置具が走査領域100の範囲内を好適に通過するようになっている。

【0078】

図7～図9に示すように、起立台74の誘導面80は、断面が略円弧状となる溝の内壁面として形成されており、その溝を起立台74の基端側から先端側に向けて徐々に走査平面102側に近づく方向に湾曲させることにより形成されている。ただし、誘導面80はこれに限らず、起立台74の基端側から先端側に移行するにしたがって走査平面102側に向けて徐々に傾斜させた湾曲面や平面等によって形成したものであってもよい。このような誘導面80によって、処置具チャンネルからの処置具が走査平面102と交差する方向に誘導されるようになっている。

【0079】

なお、起立台74の構造(回転機構や誘導面80の形状等)は、本実施の形態のものに限らず、起立台74が走査平面102に対して直交する方向(水平軸X方向)の回転軸を中心に回動して起立角度を変更すると共に、誘導面の形状、構造によって処置具チャンネルからの処置具を走査平面102と交差する方向に誘導するように構成されたものであればよい。

【0080】

処置具の導出方向に関して説明すると、起立台74の起立角度に応じて変化する処置具の導出角度(起立角度)は、図11に示した処置具56に示すように起立台74により屈曲する屈曲位置56cを原点として処置具導出部54(処置具チャンネルの管路開口86

10

20

30

40

50

a) から導出された導出部分 5 6 b が水平面 (X Z 平面) との間でなす角 θ を示すものとし、導出部分 5 6 b が鉛直面 (Y Z 平面であって走査平面 1 0 2) との間でなす角を交差角 α (後述の図 1 7 に示す) というものとする。後述のように起立台 7 4 の起立角度が変化すると、処置具 5 6 の導出角度 θ が変化するが交差角 α は変化しない。

【 0 0 8 1 】

図 1 3 ~ 図 1 6 は、起立台 7 4 の起立角度を変化させて図 1 0、図 1 1 に示した処置具 5 6 の導出角度 θ を変化させた場合において処置具導出部 5 4 から導出された処置具 5 6 の導出部分 5 6 b が描く軌跡 1 1 0 と、走査領域 1 0 0 (及び走査平面 1 0 2) との関係を示した図である。

【 0 0 8 2 】

なお、これらの図 1 3 ~ 図 1 6 には先端硬質部 4 0 の構成要素のうち超音波トランスデューサ 6 0 と起立台 7 4 のみが示されており、図 1 3、図 1 5、及び図 1 6 は、各々、処置具 5 6 の導出部分 5 6 b が描く軌跡 1 1 0 と、走査領域 1 0 0 とを関係を示す斜視図、平面図 (上面図)、及び底面図であり、図 1 4 は、処置具 5 6 の導出部分 5 6 b が描く軌跡 1 1 0 のみを示す平面図である。

【 0 0 8 3 】

処置具 5 6 の導出部分 5 6 b は、起立台 7 4 により屈曲する屈曲位置 5 6 c (図 1 0、図 1 1 参照) を通る水平軸 X 方向の回転軸 X a を中心にして回転する。なお、この処置具 5 6 の回転軸 X a は起立台 7 4 の回転軸 (軸部材 8 4) の位置及び方向と略一致しており、以下において、これらの回転軸を区別せずに回転軸 X a として説明する。

【 0 0 8 4 】

処置具 5 6 の導出部分 5 6 b は、上記のように起立台 7 4 の誘導面 8 0 によって走査平面 1 0 2 に対して交差角 α で交差する方向に導出されており、起立台 7 4 が水平軸 X 方向の回転軸 X a を中心として回転することに伴い、処置具 5 6 の導出部分 5 6 b も回転軸 X a を中心として回転し、図 1 3 ~ 図 1 6 のように円錐面に沿った軌跡 1 1 0 を描く。したがって、起立台 7 4 の任意の起立角度、即ち、処置具 5 6 の任意の導出角度 θ に対して、処置具 5 6 と走査平面 1 0 2 との交差角 α が一定の角度に維持されるようになっている。

【 0 0 8 5 】

処置具 5 6 と走査平面 1 0 2 との交差角 α は、次のような角度に設定されている。図 1 7 は、起立台 7 4 の所定の起立角度、即ち、処置具 5 6 の所定の導出角度 θ_1 において、処置具 5 6 の導出部分 5 6 b を含み、かつ、鉛直面 (Y Z 平面) に直交する平面で走査領域 1 0 0 を切断した断面を示し、図 1 1 において、図示されている処置具 5 6 の導出角度 θ_1 とした場合に、図 1 7 (A) は、その導出角度 θ_1 の方向で、且つ、図 1 1 の紙面に垂直な平面で走査領域 1 0 0 を切断した A - A 矢視断面図であり、図 1 7 (B) は、導出角度 θ_1 よりも小さい導出角度 θ_2 ($\theta_2 < \theta_1$) の方向で、且つ、図 1 1 の紙面に垂直な平面で走査領域 1 0 0 を切断した B - B 矢視断面図であり、図 1 7 (C) は、導出角度 θ_1 よりも大きい導出角度 θ_3 ($\theta_3 > \theta_1 > \theta_2$) の方向で、且つ、図 1 1 の紙面に垂直な平面で走査領域 1 0 0 を切断した C - C 矢視断面図である。

【 0 0 8 6 】

図 1 7 (A) ~ (C) に示すように断面上での走査領域 1 0 0 の形態は、処置具 5 6 の導出角度 θ にかかわらず略同様の形態を示し、起立台 7 4 (処置具 5 6 の屈曲位置 5 6 c) から遠くなるにしたがって走査領域 1 0 0 (境界線 1 0 0 B、1 0 0 C) の水平軸 X 方向の幅が徐々に縮小し、収束領域 1 0 0 A を超えると徐々に拡大する。

【 0 0 8 7 】

このような形態の走査領域 1 0 0 に対して、処置具 5 6 の導出部分 5 6 b が収束領域 1 0 0 A での走査領域 1 0 0 の範囲を通過するように走査平面 1 0 2 との交差角 α を設定すれば、処置具 5 6 の導出部分 5 6 b が走査領域 1 0 0 を広範囲に渡って好適に通過するようになる。このような条件は交差角 α が所定の角度範囲 (下限値 α_{\min} 、上限値 α_{\max} とする角度範囲：以下、許容角度範囲という) のときに満たされる。

【 0 0 8 8 】

10

20

30

40

50

一方、処置具 5 6 の屈曲位置 5 6 c から走査領域 1 0 0 の収束領域 1 0 0 A (最小幅となる位置) までの距離 r / \cos (回転軸 X a から収束領域 1 0 0 A までの距離 r) は、起立台 7 4 の起立角度に応じた処置具 5 6 の導出角度 によって異なり、例えば、処置具 5 6 の導出角度 が小さくなる程、距離 r が大きくなり、処置具 5 6 の導出角度 が大きくなる程、距離 r が小さくなる。図 1 7 (A) ~ (C) に示すように処置具 5 6 の導出角度 が 1、 2、 3 ($2 < 1 < 3$) のときの各々の距離 r を r_1 、 r_2 、 r_3 とすると、 $r_3 < r_1 < r_2$ となる。

【 0 0 8 9 】

そのため、処置具 5 6 の導出角度 が小さくなる程、許容交差角範囲の上限値 \max の制限が厳しくなり (上限値 \max が小さくなる)、処置具 5 6 の導出角度 が大きくなる程、許容交差角範囲の下限値 \min の制限が厳しくなる (下限値 \min が大きくなる)。

10

【 0 0 9 0 】

したがって、処置具導出部 5 4 から導出された処置具 5 6 を超音波画像により有効に観察できるようにする処置具 5 6 の導出角度の範囲を導出角度 \min (最小導出角度) から導出角度 \max (最大導出角度) までの角度範囲とした場合に、その角度範囲内の任意の導出角度 において処置具 5 6 の導出部分 5 6 b が走査領域 1 0 0 を外れずに走査領域 1 0 0 内を通過するようにするためには、最小導出角度 \min のときの許容交差角範囲の上限値 \max と、最大導出角度 \max のときの許容交差角範囲の下限値 \min に対して、交差角 が、 \min \max の条件を満たす角度となるように設定すればよい。

【 0 0 9 1 】

20

本実施の形態では、例えば最小導出角度 \min と最大導出角度 \max を起立台 7 4 の起立角度の調整によって変更可能な導出角度 の最小角度と最大角度として上記条件を満たすように交差角 を設定しているため、処置具導出部 5 4 からの処置具 5 6 の導出角度 にかかわらず処置具 5 6 の導出部分 5 6 a が走査領域 1 0 0 を外れずに走査領域 1 0 0 内を通過するようになっている。

【 0 0 9 2 】

交差角 が上記条件を満たすようにするためには、設計時等において超音波トランスデューサ 6 0 の特性 (走査領域 1 0 0 の範囲) を決定してからそれに合わせて交差角 を決定しても良いし、交差角 を決定してからそれに合わせて超音波トランスデューサ 6 0 の特性を決定してもよく、特定の方法に限定されない。

30

【 0 0 9 3 】

なお、起立台 7 4 の起立角度の調整によって変更可能な導出角度 の最小角度から最大角度までの角度範囲内のうち、一部の範囲に限定した角度範囲における導出角度 の最小角度と最大角度を上記の最小導出角度 \min と最大導出角度 \max として上記条件を満たすように交差角 を設定した場合において、導出角度 がそれらの最小導出角度 \min から最大導出角度 \max までの角度範囲から外れている場合であっても、処置具 5 6 が走査領域 1 0 0 の範囲を全く通過しないということはない。また、導出角度 に応じて変動する許容交差角範囲の変化も大きくはないことから、起立台 7 4 の起立角度の調整によって変更可能な任意の導出角度 (導出角度 の広範囲の角度範囲) において、処置具 5 6 が走査領域 1 0 0 を広範囲に渡って通過することになり、処置具導出部 5 4 から導出された処置具 5 6 を好適に超音波観察することができる。

40

【 0 0 9 4 】

また、上記のように所定の最小導出角度 \min と最大導出角度 \max との間の任意の導出角度 において、処置具 5 6 の導出部分 5 6 b が走査領域 1 0 0 を外れずに走査領域 1 0 0 内を通過するように構成する場合に、最小導出角度 \min のときの走査領域 1 0 0 の境界線 1 0 0 C (走査平面 1 0 2 に対して起立台 7 4 (処置具 5 6 の屈曲位置 5 6 c) が存在しない側の境界線 (面)) と、最大導出角度 \max のときの走査領域 1 0 0 の境界線 1 0 0 B (走査平面 1 0 2 に対して起立台 7 4 (処置具 5 6 の屈曲位置 5 6 c) が存在する側の境界線 (面)) の両方に処置具 5 6 の導出部分 5 6 b が接するような交差角 となる位置に起立台 7 4 (処置具 5 6 の屈曲位置 5 6 c) を配置すると、起立台 7 4 の中心軸 B

50

(図4参照)の走査平面102からのずれ量dが最大となる。したがって、少なくともその位置までは起立台74を好適にずらすことができる。図17(A)~(C)では、図17(B)の導出角度 θ_2 のときを最小導出角度 θ_{\min} 、図17(C)の導出角度 θ_3 のときを最大導出角度 θ_{\max} として、図17(B)の導出角度 θ_2 のときの処置具56の導出部分56bが走査領域100の境界線100Cに接するようにし、かつ、図17(C)の導出角度 θ_3 のときの処置具56の導出部分56bが走査領域100の境界線100Bに接するようにして、ずれ量dが最大となるようにした形態を例示している。

【0095】

更に、上記説明では、処置具56の屈曲位置56cから走査領域100の収束領域100Aまでの距離 $r/\cos\theta$ が、処置具56の導出角度 θ が小さい程大きくなるものとして、最小導出角度 θ_{\min} のときの許容交差角範囲の上限値 θ_{\max} と、最大導出角度 θ_{\max} のときの許容交差角範囲の下限値 θ_{\min} に対して、交差角 θ が、 $\theta_{\min} < \theta < \theta_{\max}$ の条件を満たすようにしている。

10

【0096】

一方、処置具56の屈曲位置56cから走査領域100の収束領域100Aまでの距離 $r/\cos\theta$ が、処置具56の導出角度 θ が小さい程大きくなる形態と異なる場合を考慮するときには、最小導出角度 θ_{\min} から最大導出角度 θ_{\max} までの導出角度 θ の角度範囲において、処置具56の屈曲位置56cから走査領域100の収束領域100Aまでの距離が最も遠くなるときの許容交差角範囲の上限値を上記の上限値 θ_{\max} とし、処置具56の屈曲位置56cから走査領域100の収束領域100Aまでの距離が最も近くなる時の下限値を上記の下限値 θ_{\min} として、交差角 θ が、 $\theta_{\min} < \theta < \theta_{\max}$ の条件を満たすようにすればよい。

20

【0097】

以上、起立台74の誘導面80は、処置具チャンネルの管路開口86aから導出された処置具56を、このようにして決めることができる交差角 θ となる向きに屈曲させて誘導するように形成されている。

【0098】

次に、上記の本発明の実施の形態のように起立台74の回転軸Xaを走査平面102に直交する水平軸Xの方向とし、誘導面80により処置具を走査平面102に斜めに交差する方向に誘導して導出するにした場合の利点について説明する。

30

【0099】

処置具チャンネルの管路開口86aから導出された処置具を起立台により超音波トランスデューサ60の走査平面102に対して斜めに交差させる方向に導出する形態として、本発明の実施の形態の他に、先行技術文献として引用した特許文献2、3のように起立台の回転軸の方向を走査平面102に対して直交する方向から斜めに傾倒させることによって処置具を走査平面102に対して斜めに交差する方向に導出する形態が考えられる。

【0100】

図18は、その形態を採用した場合において、起立台120の起立角度を変化させたときに処置具56の導出部分56bが描く軌跡122と、走査領域100との関係を示した平面図であり、本発明の実施の形態における図15に対応した図である。なお、図18及び以下の説明において本発明の実施の形態と同一の構成要素には同一符号を付して説明を省略する。

40

【0101】

同図に示すように処置具56の導出部分56bは、起立台120が走査平面102に直交しない回転軸Xaを中心として回転することに伴い、回転軸Xaを回転中心として回転する。そのため、処置部56の導出部分56bは回転軸Xaに直交する平面に沿った軌跡122を描く。なお、起立台74の誘導面は、処置具チャンネルからの処置具56を回転軸Xaに直交する方向(中心軸方向)に案内するように形成されている。

【0102】

したがって、起立台120の起立角度に応じて、即ち、処置具56の導出角度 θ に応じ

50

て、処置具 5 6 と走査平面 1 0 2 との交差角 が変化し、図 1 9 のグラフに概略を示すように、処置具 5 6 の導出角度 が小さいほど交差角 が大きく、導出角度 が大きいほど交差角 が小さくなる。そのため、上記のように処置具 5 6 が走査領域 1 0 0 を外れずに走査領域 1 0 0 内を通過するための許容交差角範囲の上限値 maxが、導出角度 が小さくなるほど小さくなり、導出角度 が大きくなるほど大きくなるという条件を、導出角度 の広範囲において満たすことが難しく、処置具 5 6 が走査領域 1 0 0 を外れずに走査領域 1 0 0 内を通過するようにできる導出角度 の範囲が極めて狭い角度範囲に制限される。

【 0 1 0 3 】

一方、本発明の実施の形態の起立台 7 4 のように、起立台 7 4 の回転軸 X a を走査平面 1 0 2 に対して直交する方向とし、誘導面 8 0 によって処置具 5 6 を走査平面 1 0 2 に交差する方向に誘導して導出するようにした場合には、図 2 0 のグラフに示すように、処置具 5 6 の任意の導出角度 において処置具 5 6 の導出部分 5 6 b と走査平面 1 0 2 との交差角 を一定に保つことができる。したがって、処置具 5 6 の広範囲の導出角度 において、処置具 5 6 が走査領域 1 0 0 を外れずに走査領域 1 0 0 内の通過するように構成することができる。

【 0 1 0 4 】

以上のように処置具導出部 5 4 の幅方向の中心位置（中心軸 B）を超音波観察部 5 0（超音波トランスデューサ 6 0）の走査平面 1 0 2 と同一平面上の位置からずらして配置することによって先端硬質部 4 0 の無駄な非使用領域を低減できるようにしたことに伴い、先端硬質部 4 0 を細径化する場合に限らず、現状の先端硬質部を太径化することなく、処置具チャンネルを太径化すると共に処置具導出部 5 4 を大型化して、従来よりも太径の処置具を導出できるようにすることや、他の構成要素を追加することも可能となる。以下、他の構成要素として処置具導出部を追加する場合の実施の形態について説明する。

【 0 1 0 5 】

図 2 1 は、先端硬質部 4 0 に 2 つの処置具導出部（処置具導出口）5 4、1 3 0 を配置した第 2 の実施の形態を示す。なお、図 3 ~ 図 6 等に示した実施の形態（第 1 の実施の形態）と同一又は類似の作用の構成要素には同一符号を付して説明を省略する。

【 0 1 0 6 】

同図に示すように、先端硬質部 4 0 には、2 つの処置具導出部 5 4、1 3 0 が並設され、第 1 の実施の形態に対して本実施の形態において追加された処置具導出部 1 3 0（及び起立台 1 3 2）は、左右方向（水平軸 X 方向）の幅の中心を通る中心軸 C の位置（幅方向の中心位置）が超音波トランスデューサ 6 0 の走査平面 1 0 2 と略同一平面上となる位置に配置されている。

【 0 1 0 7 】

また、起立台 1 3 2 は、処置具導出部 5 4 の起立台 7 4 と同様に走査平面 1 0 2 と直交する回転軸を中心に回転する一方、走査平面 1 0 2 に対して平行な方向に処置具チャンネルからの処置具を誘導して導出する誘導面を有している。なお、処置具導出部 1 3 0 の構成は、誘導面の形状を除いては、第 1 の実施の形態で説明した処置具導出部 5 4 と同一構造を有しているため詳細な説明を省略する。

【 0 1 0 8 】

この処置具導出部 1 3 0 に対して、基端側から先端側に向かって左側の領域には、第 1 の実施の形態と同様の観察光学系 6 2（観察窓 6 2 a）と照明光学系 6 4（照明窓 6 4 a）とが配置され、右側の領域には第 1 の実施の形態と同様の処置具導出部 5 4 と照明光学系 6 6（照明窓 6 6 a）が配置される。

【 0 1 0 9 】

これによれば、従来では、1 つの処置具導出部 1 3 0 を備えており、その場合に無駄になる非使用領域を有効に利用してもう一つの処置具導出部 5 4 を配置することができ、2 つの処置具チャンネルを設けて 2 つの処置具を先端硬質部 4 0 から導出することができるようになる。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 0 】

なお、処置具導出部 1 3 0 は、処置具導出部 5 4 と同様に幅方向の中心位置（中心軸 C）を走査平面 1 0 2 に対して左右方向のいずれかにずらした位置に配置してもよく、その場合には、起立台 1 3 2 の処置具導出部 5 4 の起立台 7 4 と同様に走査平面 1 0 2 に対して交差する方向に処置具チャンネルからの処置具を誘導して導出するように起立台 1 3 2 の誘導面を形成すればよい。

【 0 1 1 1 】

また、図 2 2 のように 2 つの処置具導出部 5 4、1 3 0（起立台 7 4、1 3 2）の挿入軸 Z 方向の位置をずらして配置すると、各々の処置具導出部 5 4、1 3 0 から導出された処置具が、超音波画像上でずれた位置から画像内へ進入することになるため、各々の処置具導出部 5 4、1 3 0 から導出された処置具が超音波画像上で重なって確認できないという不具合を防止することができる。図 2 2 のように処置具導出部 5 4 よりも処置具導出部 1 3 0 を基端側に配置するのではなく、処置具導出部 1 3 0 よりも処置具導出部 5 4 を基端側に配置するようにしてもよい。図 2 1、図 2 2 に示した第 2 の実施の形態では先端硬質部 4 0 に 2 つの処置具導出部を並設した場合について説明したが、3 つ以上の処置具導出部を並設した場合においても同様の構成を適用できる。

【 0 1 1 2 】

以上、上記実施の形態では、内視鏡観察部 5 2 を構成する 2 つの照明光学系 6 4、6 6 を処置具導出部 5 4 の左右両側に 1 つずつ配置した構成としたが、これらの照明光学系 6 4、6 6 は、観察光学系 6 2 と比較して大きな領域を占有しないため、どのような位置に配置してもよく、例えば、処置具導出部 5 4 に対して観察光学系 6 2 が配置される側の側部に両方の照明光学系 6 4、6 6 を配置するようにしてもよい。

【 符号の説明 】

【 0 1 1 3 】

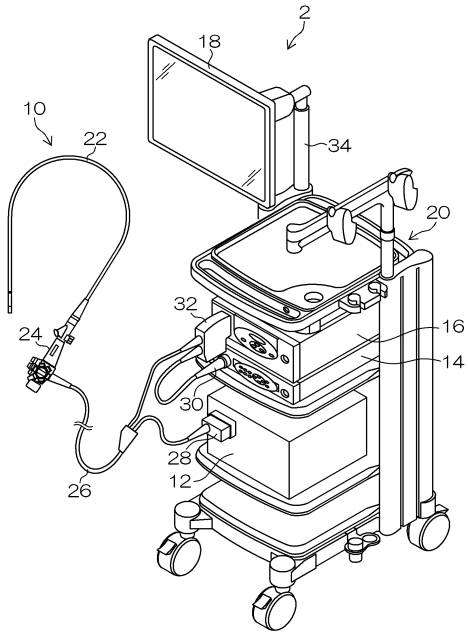
2 ... 超音波検査システム、1 0 ... 超音波内視鏡、1 2 ... 超音波用プロセッサユニット、1 4 ... 内視鏡用プロセッサユニット、1 6 ... 光源装置、1 8 ... モニタ、2 0 ... カート、2 2 ... 挿入部、2 4 ... 操作部、2 4 a ... アングルノブ、2 4 b ... 起立レバー、2 4 c ... 吸引ボタン、2 4 d ... 送気送水ボタン、2 4 e ... 操作部材、2 4 f ... 処置具挿入口、2 6 ... ユニバーサルコード、2 8 ... 超音波用コネクタ、3 0 ... 内視鏡用コネクタ、3 2 ... 光源用コネクタ、3 4 ... 支柱、4 0 ... 先端硬質部（先端部）、4 2 ... 湾曲部、4 4 ... 軟性部、5 0 ... 超音波観察部、5 2 ... 内視鏡観察部、5 4、1 3 0 ... 処置具導出部（処置具導出口）、5 6 ... 処置具、6 0 ... 超音波トランスデューサ、6 0 a ... 超音波送受面、6 2 ... 観察光学系、6 2 a ... 観察窓、6 4、6 6 ... 照明光学系、6 4 a、6 6 a ... 照明窓、6 8 ... 洗浄用ノズル、7 0 a、7 0 b ... 傾斜面部、7 2 ... 起立台収容部、7 4、1 3 2 ... 起立台、7 4 a ... 本体、8 0 ... 誘導面、8 2 ... 軸孔部、8 2 a ... 軸孔、8 4 ... 軸部材、8 6 ... 処置具チャンネルの管路、8 6 a ... 管路開口、8 8 ... 操作ワイヤ、8 8 a ... 先端部、1 0 0 ... 走査領域、1 0 0 A ... 収束領域、1 0 2 ... 走査平面、1 1 0、1 2 2 ... 処置具の軌跡、X a ... 回転軸

10

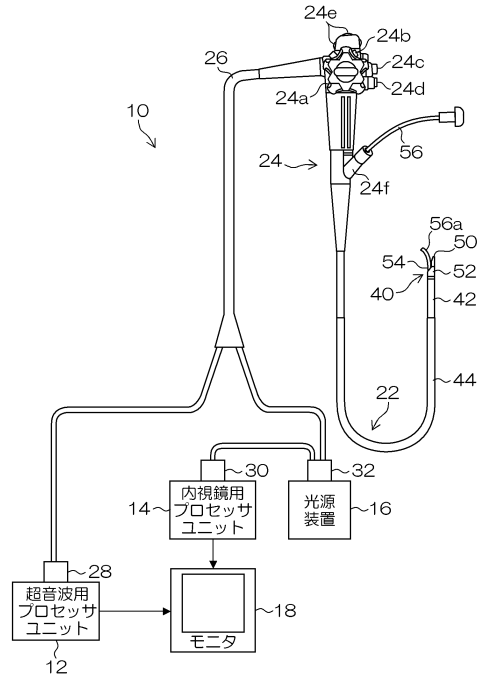
20

30

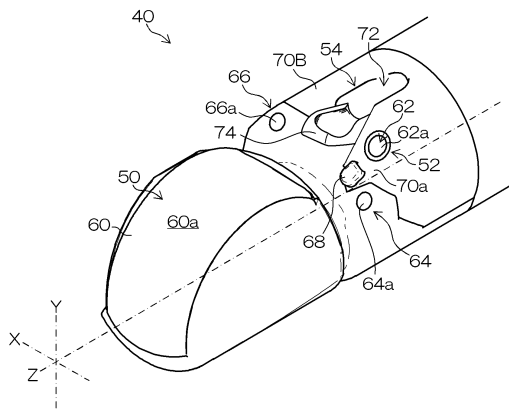
【図1】



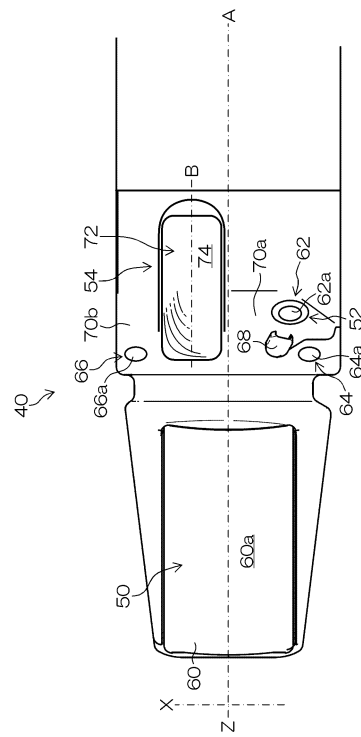
【図2】



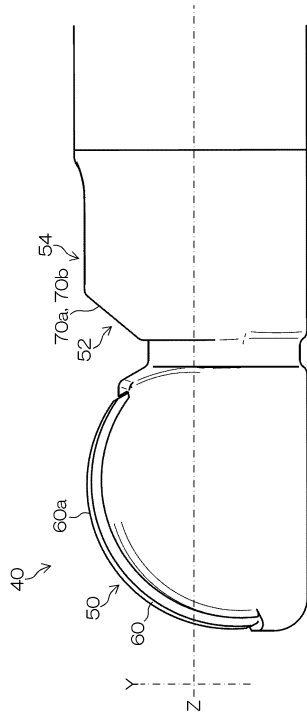
【図3】



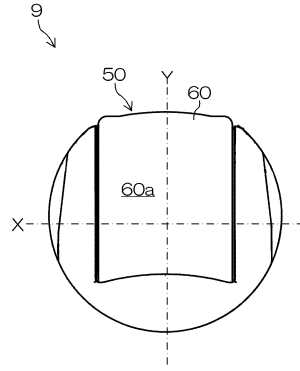
【図4】



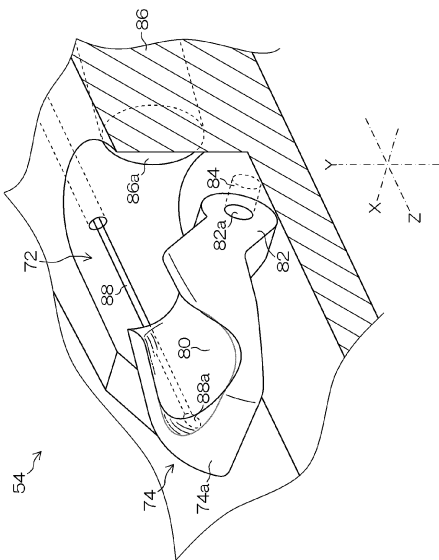
【図5】



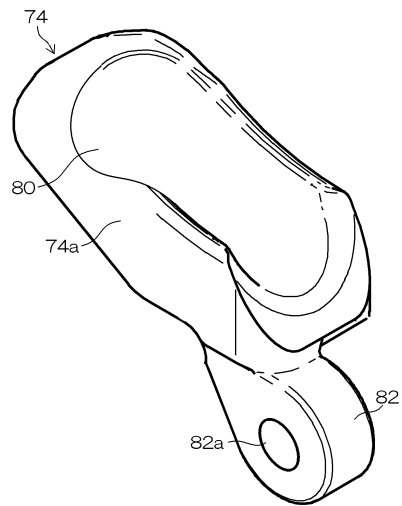
【図6】



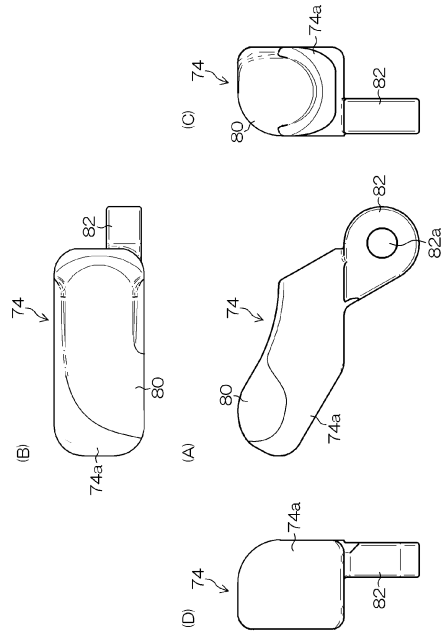
【図7】



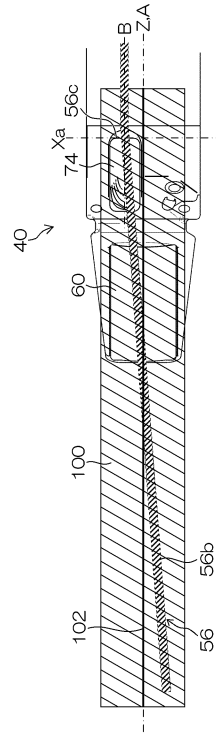
【図8】



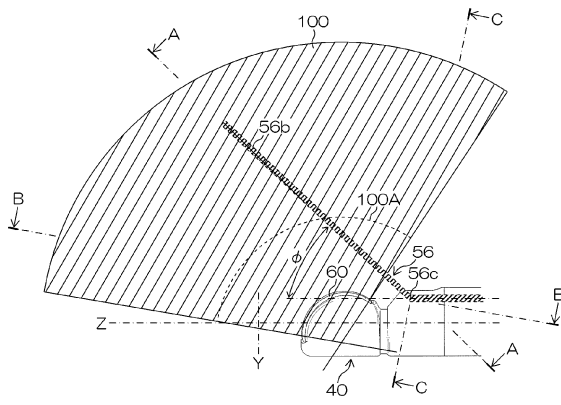
【図9】



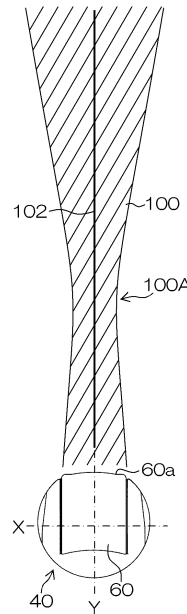
【図10】



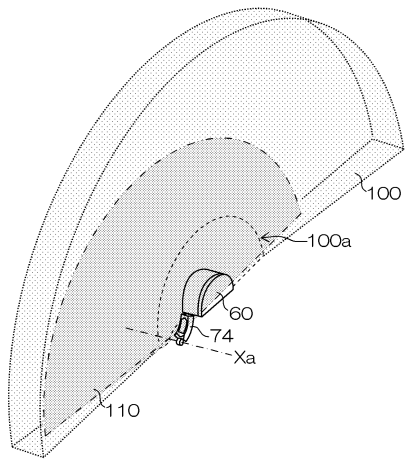
【図11】



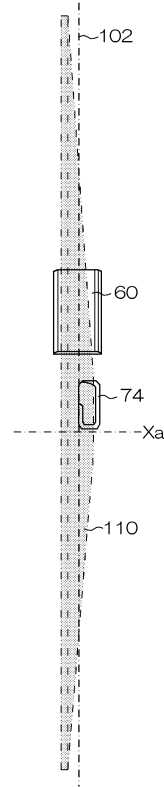
【図12】



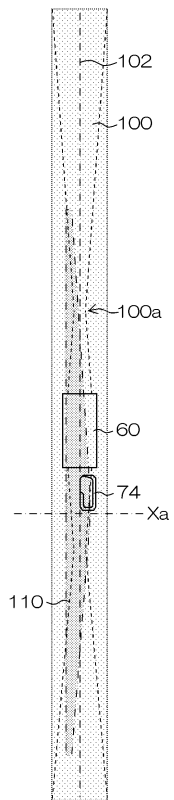
【図 13】



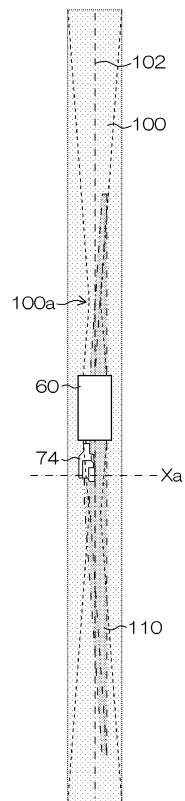
【図 14】



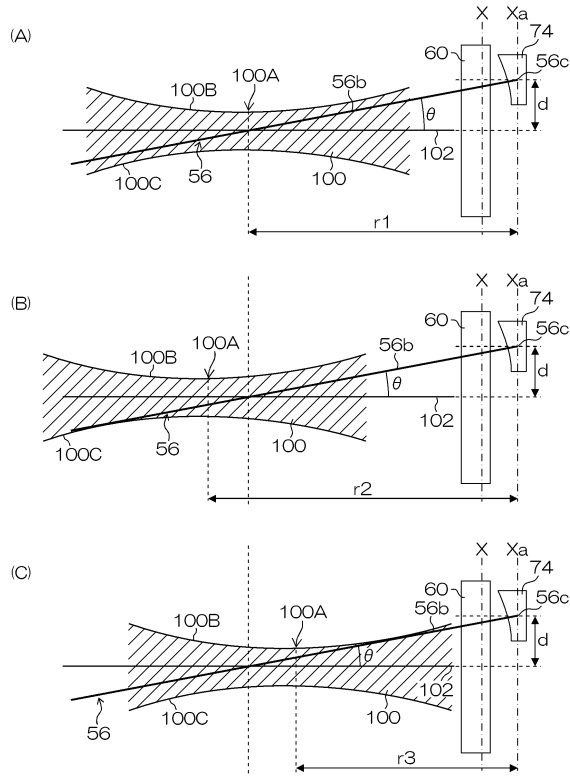
【図 15】



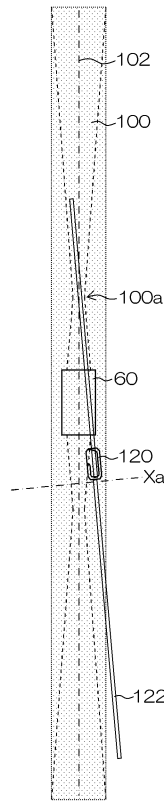
【図 16】



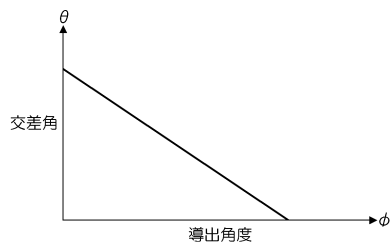
【図 17】



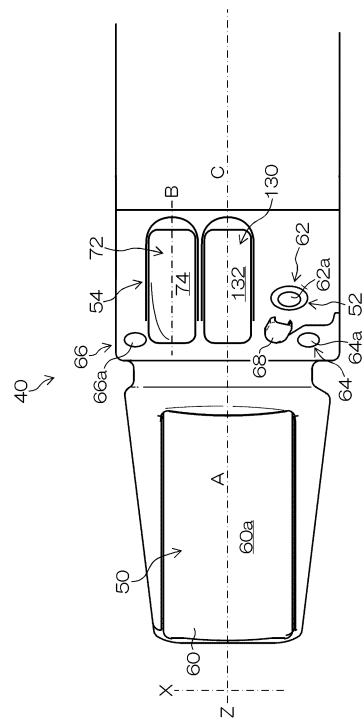
【図 18】



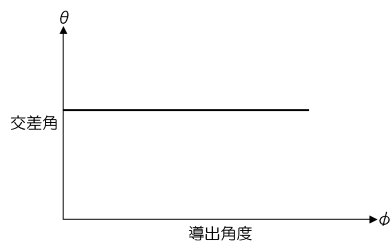
【図 19】



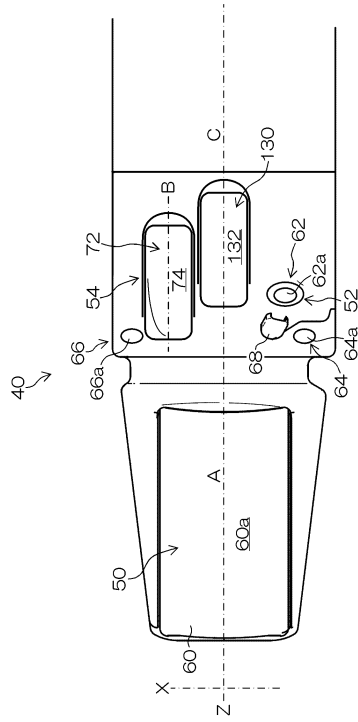
【図 21】



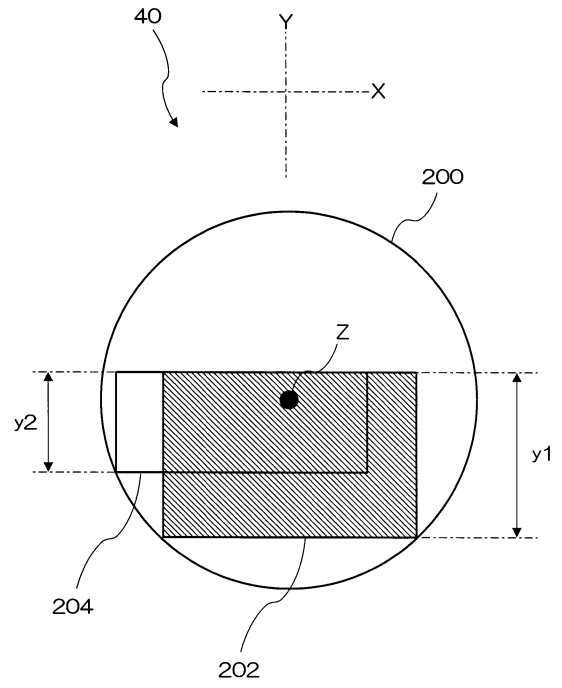
【図 20】



【 図 2 2 】



【 図 2 3 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2010-004945(JP,A)
特開平02-286143(JP,A)
特開2008-029384(JP,A)
特開2008-253489(JP,A)
特開2005-168766(JP,A)
特開2002-360577(JP,A)
実開昭56-116001(JP,U)
実開昭57-139303(JP,U)
特開平06-014873(JP,A)
実開昭60-184506(JP,U)
特開2000-005183(JP,A)
特開平06-063041(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/12
A61B 1/00-1/32

专利名称(译)	超声波内视镜		
公开(公告)号	JP5709317B2	公开(公告)日	2015-04-30
申请号	JP2012129900	申请日	2012-06-07
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	森本康彦		
发明人	森本 康彦		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B1/00098 A61B1/00179 A61B8/0841 A61B8/445		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB22 4C601/EE11 4C601/EE13 4C601/FE02 4C601/FF05 4C601/GA01 4C601/GB04		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2013252292A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种超声波内窥镜(10)。具有竖立基座(74)的处理工具引出部分(54)，该竖立基座(74)竖立从处理工具通道引出的处理工具，其设置在超声换能器(60)的基端侧的尖端部分刚性部分中。内窥镜插入部分(22)。超声波换能器和治疗工具引出部分布置在与超声波的扫描平面(扫描中心平面)正交的方向上偏移的位置，并且竖立基座在垂直于旋转轴线的方向上绕旋转轴线旋转。扫描平面和引导表面形成为在与扫描平面相交的方向上引导治疗工具。

【图1】

