

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/102099

発行日 平成26年6月30日(2014.6.30)

(43) 国際公開日 平成24年8月2日(2012.8.2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/34 (2006.01)	A 6 1 B 17/34 3 1 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	4 C 1 6 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 32 頁)

出願番号	特願2012-554719 (P2012-554719)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/050603	(74) 代理人	100106909 弁理士 棚井 澄雄
(22) 国際出願日	平成24年1月13日(2012.1.13)	(74) 代理人	100064908 弁理士 志賀 正武
(31) 優先権主張番号	13/016,067	(74) 代理人	100094400 弁理士 鈴木 三義
(32) 優先日	平成23年1月28日(2011.1.28)	(74) 代理人	100086379 弁理士 高柴 忠夫
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100129403 弁理士 増井 裕士
		(74) 代理人	100139686 弁理士 鈴木 史朗

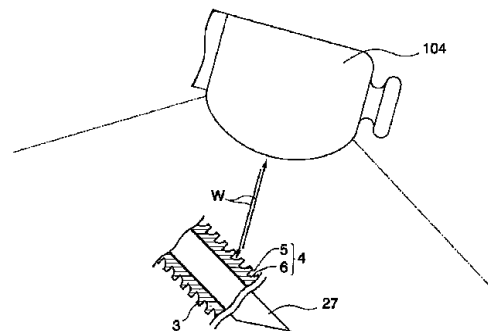
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 処置具

(57) 【要約】

この処置具は、超音波内視鏡のチャンネルに進退自在に挿通される処置具であって、先端と基端とを有し、円柱状であり、外面に窪んだ複数のディンプルが形成された処置部材を有し；前記複数のディンプルのそれぞれは、前記処置部材の中心軸線方向における前記ディンプルの最も前記基端側の後端と前記ディンプルの径方向内側の最も深い最深部との間の距離が、前記中心軸線方向における前記ディンプルの最も前記先端側の前端と前記最深部との間の距離よりも短い。

【図23】



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波内視鏡のチャンネルに進退自在に挿通される処置具であって、先端と基端とを有し、円柱状であり、外面に窪んだ複数のディンプルが形成された処置部材を有し；

前記複数のディンプルのそれぞれは、前記処置部材の中心軸線方向における前記ディンプルの最も前記基端側の後端と前記ディンプルの径方向内側の最も深い最深部との間の距離が、前記中心軸線方向における前記ディンプルの最も前記先端側の前端と前記最深部との間の距離よりも短い；

処置具。

【請求項 2】

前記ディンプルを前記中心軸線に沿った断面で見た場合、

前記ディンプルの内面は、

前記中心軸線と直交する平面と平行である平面部と、

前記平面部よりも前記先端側に形成された凹面を有する第 1 の凹面部と、

を有する

請求項 1 に記載の処置具。

【請求項 3】

前記ディンプルの内面は、

前記中心軸線と直交する直線を回転中心とする円柱面の一部を含む面であり、前記先端に向かって凸である湾曲面と、

前記前端を含み、前記先端に向かって凹である第 2 の凹面部と、

を有し、

前記前端は、前記湾曲面のうち最も前記先端側に位置する先端位置よりもさらに前記先端側に位置している

請求項 1 に記載の処置具。

【請求項 4】

前記第 1 の凹面部及び前記第 2 の凹面部は球面の一部を含む

請求項 2 または 3 に記載の処置具。

【請求項 5】

前記ディンプルの内面は、球心を通り互いに直交する三平面によって球が切断された 1 / 8 球体の外面の一部を含む面である

請求項 1 に記載の処置具。

【請求項 6】

前記複数のディンプルは、前記処置部材の外面の周方向に互いに隣接して間隔をあけて形成されている

請求項 1 に記載の処置具。

【請求項 7】

前記複数のディンプルは、前記周方向において互いに接している

請求項 6 に記載の処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、処置具に関する。

本願は、2011年01月28日に、米国に仮出願された米国特許出願第13/016067号に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

【背景技術】

【0002】

従来、光学的に観察することができない部位に配置した処置具を観察する目的で、超音波を用いることが知られている。超音波を用いて処置具を観察する場合には、超音波を発するとともに処置具の外面において反射した超音波を検出するプローブを用い、プローブ

10

20

30

40

50

が検出した超音波に基づいて超音波画像を生成して処置具の像を得るのが一般的である。

【0003】

超音波画像を用いて観察することができる処置具の例として、たとえば特許文献1には、処置部材（外筒針）の外面に略半球状の凹溝が形成された処置具（穿刺針）が開示されている。特許文献1に記載の処置具では、凹溝が略半球状に形成されているので、処置部材とプローブとの位置関係が一意に定まらない場合であってもプローブへ向けて反射する超音波を得ることができる。

【0004】

また、特許文献2には、超音波画像における処置部材（針管本体）の像を鮮明とする目的で、処置部材の外面に複数のコーナーキューブミラーを形成することが開示されている。

10

また、体内に挿入される挿入部の先端にプローブが設けられ、超音波画像により処置具の位置を観察しながら処置を行うことができる超音波内視鏡が広く用いられている。このような超音波内視鏡とともに使用される処置具の例として、特許文献3には、外面に複数の円環溝が形成された処置部材（針管）を有する処置具（超音波穿刺針）が開示されている。

【0005】

このように、上述した特許文献の処置部材では、超音波振動子より発せられた超音波を反射させて振動子に戻すために、処置部材の表面に半球状や円環状の孔を開けて超音波を反射させる曲面を設けている。これにより、体内に穿刺された処置部材の先端を超音波画像で視認し易くしている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2006-101915号公報

【特許文献2】国際公開W007/013130号パンフレット

【特許文献3】特開2003-190179号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、上述した特許文献では、処置部材に半球状や円環状の孔を開けているが、一定の面積あたりに開けることのできる数が限られてしまう。そのため、孔の開いていない部分は、超音波を所定の方向（例えば、超音波を発する超音波振動子方向）に反射させることができない部分になってしまうため、超音波画像の視認性が悪くなる。本発明は、上述した問題点を鑑み案出されたものであり、処置部材に多くの孔を形成することが可能な処置具の提供を目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、上記課題を解決して係る目的を達成するために以下の手段を採用した。

すなわち、

40

本発明の第1の態様によれば、超音波内視鏡のチャンネルに進退自在に挿通される処置具であって、先端と基端とを有し、円柱状であり、外面に窪んだ複数のディンプルが形成された処置部材を有し；前記複数のディンプルのそれぞれは、前記処置部材の中心軸線方向における前記ディンプルの最も前記基端側の後端と前記ディンプルの径方向内側の最も深い最深部との間の距離が、前記中心軸線方向における前記ディンプルの最も前記先端側の前端と前記最深部との間の距離よりも短い。

【0009】

本発明の第2の態様によれば、上記第1の態様において、前記ディンプルを前記中心軸線に沿った断面で見た場合、前記ディンプルの内面は、前記中心軸線と直交する平面と平

50

行である平面部と、前記平面部よりも前記先端側に形成された凹面を有する第1の凹面部と、を有しても良い。

【0010】

本発明の第3の態様によれば、上記第1の態様において、前記ディンプルの内面は、前記中心軸線と直交する直線を回転中心とする円柱面の一部を含む面であり、前記先端に向かって凸である湾曲面と、前記前端を含み、前記先端に向かって凹である第2の凹面部と、を有し、前記前端は、前記湾曲面のうち最も前記先端側に位置する先端位置よりもさらに前記先端側に位置しても良い。

【0011】

本発明の第4の態様によれば、上記第2の態様または上記第3の態様において、前記第1の凹面部及び前記第2の凹面部は球面の一部を含んでいても良い。

本発明の第5の態様によれば、上記第1の態様において、前記ディンプルの内面は、球心を通り互いに直交する三平面によって球が切断された1/8球体の外面の一部を含む面であっても良い。

【0012】

本発明の第6態様によれば、上記第1の態様から上記第5の態様のいずれか1態様において、前記複数のディンプルは、前記処置部材の外面の周方向に互いに隣接して間隔をあけて形成されていても良い。

本発明の第7の態様によれば、上記第6の態様において、前記複数のディンプルは、前記周方向において互いに接していても良い。

【発明の効果】

【0013】

上述した処置具では、ディンプルの後端とディンプルの最深部との間の距離が、ディンプルの前端と最深部との間の距離よりも短く形成されている。これにより、ディンプルをより多く処置部材の外面に形成することができる。したがって、例えば、処置部材の基端側から先端側へ向けて超音波を照射したときに、ディンプルによって超音波受信部へ向けて超音波を反射させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の一実施形態の処置具および超音波内視鏡の概略構成を示す斜視図である。

【図2】同処置具を一部断面視で示す側面図である。

【図3】同処置具における挿入体の先端側の構成を示す断面図である。

【図4】同処置具における針管の先端部分を拡大して示す部分断面図である。

【図5】図4の一部を拡大して示す拡大図である。

【図6】図2のA-A線における断面図である。

【図7】図2のB-B線における断面図である。

【図8】同処置具の操作部におけるシースアジャスター近傍を示す半断面図である。

【図9】同操作部における針スライダを拡大して示す半断面図である。

【図10】同針スライダを拡大して示す図で、図2のC矢視図である。

【図11】同処置具におけるスタイレットを示す側面図である。

【図12】図11のD-D線における断面図である。

【図13】同処置具を収容するための収容バッグ内に処置具が収容された状態を示す斜視図である。

【図14】同収容バッグにおけるトレーの平面図である。

【図15】同トレーに同処置具が取り付けられた状態を示す裏面図である。

【図16】同収容バッグから同処置具を取り出す手順を説明するための説明図である。

【図17】同収容バッグから同処置具を取り出す手順を説明するための説明図である。

【図18】同収容バッグから同処置具を取り出す手順を説明するための説明図である。

【図19】同処置具の使用時の動作を説明するための図である。

10

20

30

40

50

【図 2 0】同処置具の使用時の動作を説明するための図である。

【図 2 1】同処置具の使用時の動作を説明するための図である。

【図 2 2】同処置具の使用時の動作を説明するための図である。

【図 2 3】同処置具の針管が組織に穿刺された状態における超音波の反射状態を示す模式図である。

【図 2 4】従来のディンプルを有する針管における超音波の反射状態を示す模式図である。

【図 2 5】同処置具を用いた処置の一過程を示す模式図である。

【図 2 6 A】同処置具の変形例を示す模式図である。

【図 2 6 B】同処置具の変形例を示す模式図である。

10

【図 2 7 A】同処置具の他の変形例を示す模式図である。

【図 2 7 B】同処置具の他の変形例を示す模式図である。

【図 2 8 A】同処置具のさらに他の変形例を示す模式図である。

【図 2 8 B】同処置具のさらに他の変形例を示す模式図である。

【図 2 9】同処置具を収容する収容バッグの変形例を示す図で、トレーの平面図である。

【図 3 0】同変形例のトレーの側面図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

本発明の一実施形態の処置具について説明する。

本実施形態の処置具は、超音波内視鏡のチャンネルに進退自在に挿通され、超音波内視鏡とともに体内で処置をするために用いられる医療用の器具である。

20

まず、図 1 を参照し、処置具 1 とともに使用される超音波内視鏡 100 の概略構成について説明する。図 1 は、本実施形態の処置具および超音波内視鏡の概略構成を示す斜視図である。

【0016】

図 1 に示すように、超音波内視鏡 100 は、先端から体内に挿入される挿入部 101 と、挿入部 101 の基端に取り付けられた操作部 109 と、操作部 109 の側部に一端が接続されたユニバーサルコード 112 と、ユニバーサルコード 112 の他端に分岐ケーブル 112 a を介して接続された光源装置 113 と、ユニバーサルコード 112 の他端に分岐ケーブル 112 b を介して接続された光学的観察部 114 と、ユニバーサルコード 112 の他端に分岐ケーブル 112 c を介して接続された超音波観察部 115 とを備える。

30

【0017】

挿入部 101 は、先端硬質部 102、湾曲部 105、および可撓管部 106 が先端側からこの順に並べて設けられている。

先端硬質部 102 は、光学的観察を行うための光学撮像機構 103 と、超音波観察を行うための超音波走査機構 104 とを備える。

光学撮像機構 103 は、先端硬質部 102 の前方に視野が向けられた撮像光学系と、撮像光学系を通じて入射した被写体の像を検出する CCD や CMOS などのイメージセンサと、イメージセンサの動作を制御する CCU 等の不図示の各種構成を備える。

【0018】

超音波走査機構 104 は、超音波を発する超音波振動子と、超音波を受信する超音波受信部と（何れも不図示）を備える。超音波走査機構 104 は、超音波振動子が発した超音波が観察対象に当たって反射した反射波を超音波受信部によって受信する。さらに、超音波走査機構 104 は、超音波受信部が受信した超音波に基づいた信号を超音波観察部 115 へ出力する。

40

【0019】

湾曲部 105 は、筒状に形成されている。ユーザが、湾曲部 105 の先端に固定され操作部 109 まで延びる図示しないアングルワイヤを操作部 109 において牽引操作することによって、湾曲部 105 は、たとえば上下左右の 4 方向等の所定の方向へ湾曲する。

可撓管部 106 は、消化管内や体腔内において先端硬質部 102 を所望の位置に案内で

50

きるように柔軟に形成された筒状部材である。

湾曲部 105 と可撓管部 106 とのそれぞれの内部には、処置具 1 を挿通するための筒状のチャンネル 107 と、送気送水や吸引などを行うための図示しない管路とが設けられている。

【0020】

チャンネル 107 の一端は先端硬質部 102 の先端に開口され、チャンネル 107 の他端は操作部 109 の先端側の側面に開口されている。チャンネル 107 の他端には、フランジ状に形成された基端口金 108 が固定されている。基端口金 108 には、超音波内視鏡 100 とともに使用される処置具 1 を固定することができる。

【0021】

操作部 109 は、超音波内視鏡 100 を使用するユーザが手に持つことができるように形成された外面を有し、アングルワイヤを牽引して湾曲部 105 を湾曲動作させるための湾曲操作機構 110 と、管路を通じて送気、送水、あるいは吸引をするための複数のスイッチ 111 とを備えている。

【0022】

光源装置 113 は、光学撮像機構 103 によって撮像するための照明光を発する。

光学的観察部 114 は、光学撮像機構 103 のイメージセンサによって撮像された映像をモニター 116 に映し出すように構成されている。

超音波観察部 115 は、超音波走査機構 104 から出力された信号を受信し、この信号に基づいて画像を生成してモニター 116 に映し出す。

【0023】

次に、図 2 から図 12 を参照し、超音波内視鏡 100 とともに使用される本実施形態の処置具 1 の構成について説明する。

図 2 は、処置具 1 を一部断面視で示す側面図である。図 3 は、挿入体 2 の先端側の構成を示す図で、挿入体 2 の軸方向に沿った断面図である。

図 2 に示すように、処置具 1 は、挿入体 2 と、操作部 8 と、スタイレット 27 とを備える。

図 3 に示すように、挿入体 2 は、先端と基端とを有する筒状の針管 3（処置部材）と、針管 3 が内部に挿通された筒状のシース 7 とを備える。

【0024】

図 4 は、針管 3 の先端部分を拡大して示す部分断面図である。

図 4 に示すように、針管 3 は、先端が斜めにカットされ、生体組織に刺入できるように鋭利に形成されている。針管 3 は、先端と基端とを有し、針管 3 の外面には、径方向内側へ窪んだ形状の複数のディンプル 4 が形成されている。また、針管 3 の外面は、円柱面形状に形成されている。

針管 3 の材質としては、可撓性を有しているとともに、外力により曲げられても容易に直線状態に復元する弾性を有する材質であることが好ましい。たとえば、針管 3 の材料としては、ステンレス合金やニッケルチタン合金などの合金材料を採用することができる。

【0025】

ディンプル 4 は、針管 3 の外面の周方向に互いに僅かな隙間を空けて隣接するように並べられて形成されている。さらに、ディンプル 4 は、針管 3 の中心軸線 O 方向にも互いに僅かな隙間を空けて隣接するように並べられて形成されている。

図 5 は、図 4 において符号 X で示す部分の拡大図である。

図 5 に示すように、ディンプル 4 を中心軸線 O に沿った断面で見た場合、ディンプル 4 の内面は、針管 3 の中心軸線 O と直交する平面と平行である平面部 5 と、平面部 5 よりも針管 3 の先端側に形成された凹面を有する凹面部（第 1 の凹面部）6 とによって形成されている。

本実施形態では、凹面部 6 は球面の一部を含む形状である。具体的には、本実施形態のディンプル 4 の内面形状は、球心を通り互いに直交する 2 平面で球を切断して形成される 1/4 球体の外面形状に沿った形状である。

10

20

30

40

50

【0026】

複数のディンプル4のそれぞれにおいて、針管3の中心軸線O方向における最も針管3の基端側に位置する部位である後端4bと針管3の径方向内側の最も深い最深部4cとの間の距離L2は、針管3の中心軸線O方向におけるディンプル4の最も先端側に位置する前端4aと最深部4cとの間の距離L1よりも短い。

なお、図5では、距離成分L2を見やすくするために誇張して図示しているが、本実施形態では、後端4bと最深部4cとの間の距離における針管3の中心軸線O方向に測った距離成分L2は略0である。

【0027】

図2に示すように、シース7は、例えば金属コイルや樹脂などの可撓性の管状部材であり、操作部8の先端から延出している。シース7の材料として使用可能な樹脂の例としては、ポリエーテルエーテルケトン(PEEK)、フッ素系樹脂、オレフィン系樹脂、ウレタン系樹脂、およびナイロン系(ポリアミド系)樹脂等を挙げることができる。なお、シース7の基端は、操作部8の内部で後述する操作本体9に固定されている。

操作部8は、操作本体9と、操作本体9の先端側に設けられたシースアジャスター18と、操作本体9の基端側に設けられた針スライダ23とを備える。

操作本体9は、処置具1の使用時にユーザが把持するグリップ10と、操作部8の基端側へ向かってグリップ10から延びるスライドレール13と、スライドレール13に設けられたスライダストッパ14とを備える。

【0028】

図6は、図2のA-A線における断面図である。

図2および図6に示すように、グリップ10は、略円筒状に形成されており、その外面には、ねじ孔10aが形成されている。ねじ孔10aは、シースアジャスター18を固定するためのねじ11を取り付ける孔であり、グリップ10の厚さ方向に貫通している。また、グリップ10の内部には、シースアジャスター18の後述するスライドレール22の溝に嵌る一对の突起10b、10cが形成されている。

ねじ11の先端は、後述するスライドレール22の外面に当接可能であり、頭部には軸よりも大径に形成された大径部12が設けられている。さらに、大径部12の外周には複数の溝が形成されている。これにより、ねじ11は容易に手で回すことができる。

【0029】

図7は、図2のB-B線における断面図である。

図2および図7に示すように、スライドレール13は、針スライダ23をその中心軸線O方向に進退動作させるための略円筒状の部材であり、外面には、中心軸線Oと平行に延びる溝13a、溝13bが形成されている。溝13aと溝13bとは、スライドレール13の径方向に対向する位置にそれぞれ配置されている。また、スライドレール13の外周面のうち、後述するねじ16の先端を当接させる部分は平坦に形成されている。

【0030】

スライダストッパ14は、厚さ方向に貫通するねじ孔15aが形成されスライドレール13が内部に挿通された環部材15と、環部材15のねじ孔15aにねじ込まれたねじ16とを有する。

環部材15は、スライドレール13の直径よりも僅かに大きな内径を有しており、スライドレール13の中心軸線O方向に進退動作可能にスライドレール13に取り付けられている。環部材15には、溝13a、溝13bに挿入された突起15b、15cが形成されている。これにより、環部材15はスライドレール13の周方向には回らない。

【0031】

ねじ16の先端がスライドレール13の外周面に当接可能になっている。これにより、環部材15のねじ孔15aにねじ16をねじ込むことにより環部材15をスライドレール13に固定することができる。また、ねじ16の基端には大径に形成された大径部17が設けられており、大径部17の外周には複数の溝が形成されている。これにより、ねじ16は容易に手で回すことができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

図 8 は、操作部 8 におけるシースアジャスター 1 8 近傍を示す半断面図である。

シースアジャスター 1 8 は、図 1 に示すように超音波内視鏡 1 0 0 のチャンネル 1 0 7 の先端からのシース 7 の突出量を調整する。図 8 に示すように、シースアジャスター 1 8 は、超音波内視鏡 1 0 0 の基端口金 1 0 8 に固定される固定ねじ部 1 9 と、固定ねじ部 1 9 に固定されグリップ 1 0 の内部に挿入されたスライドレール 2 2 とを備える。

固定ねじ部 1 9 には、シース 7 が挿通される貫通孔 2 0 と、基端口金 1 0 8 に取り付けられるためのねじ溝 2 1 とが形成されている。また、固定ねじ部 1 9 の外周面には、固定ねじ部 1 9 を基端口金 1 0 8 に取り付けたり基端口金 1 0 8 から固定ねじ部 1 9 を取り外したりするとき滑り止めとして機能する凹凸が形成されている。

10

【 0 0 3 3 】

図 6 および図 8 に示すように、スライドレール 2 2 は、中心軸線 O と平行に延びる一対の溝が形成された円筒部材であり、内部にシース 7 および針管 3 が挿通されている。スライドレール 2 2 の先端は固定ねじ部 1 9 に固定されており、スライドレール 2 2 はグリップ 1 0 の内部に差し込まれている。スライドレール 2 2 の外周面には、径方向に対向し軸方向に長い一対の溝 2 2 a、2 2 b が形成されている。溝 2 2 a、2 2 b には、グリップ 1 0 に形成された突起 1 0 b、1 0 c がそれぞれ嵌め込まれている。

【 0 0 3 4 】

グリップ 1 0 の内部において、スライドレール 2 2 の外面に、グリップ 1 0 のねじ孔 1 0 a にねじ込まれたねじ 1 1 の先端が当接可能である。これにより、ねじ 1 1 をグリップ 1 0 にねじ込んだときに、ねじ 1 1 の先端がスライドレール 2 2 の外面に押し付けられることによって、スライドレール 2 2 とグリップ 1 0 とは固定される。また、このねじ 1 1 を緩めたときには、シースアジャスター 1 8 のスライドレール 2 2 とグリップ 1 0 とは溝の長手方向に沿って相対移動できる。

20

【 0 0 3 5 】

図 9 は、操作部 8 における針スライダ 2 3 を拡大して示す半断面図である。図 1 0 は、操作部 8 における針スライダ 2 3 を拡大して示す図で、図 2 の C 矢視図である。

図 9 に示すように、針スライダ 2 3 は、操作本体 9 のスライドレール 1 3 が内部に挿入された筒状部材であり、スライドレール 1 3 の溝 1 3 a および溝 1 3 b に嵌る一対の突起 2 3 a (2 つの突起 2 3 a のうち一方は不図示) が形成されている。針スライダ 2 3 の先端は、スライダストッパ 1 4 の基端に当接可能になっている。針スライダ 2 3 の基端には、後述するつまみ 2 8 およびシリンジ 1 2 0 をねじ込むためのねじ山 2 3 c が形成されている。

30

【 0 0 3 6 】

針スライダ 2 3 の外面は、処置具 1 を使用するユーザによって把持することができるように円柱面状の外面形状を有している。さらに、図 1 0 に示すように、針スライダ 2 3 の外面には、針管 3 の直径を示すゲージ数が刻印などによって表示されたゲージ数表示部 2 4 が形成されている。

詳細は図示しないが、針スライダ 2 3 の内部には針管 3 の基端が固定されている。針スライダ 2 3 に固定された針管 3 の基端からは、後述するスタイレット 2 7 を挿入できる。スライドレール 1 3 の溝 1 3 a、溝 1 3 b (図 7 参照) に沿って針スライダ 2 3 をその中心軸線 O 方向へ移動させることによって、針管 3 をシース 7 から突没させることができる。

40

また、針スライダ 2 3 とスライドレール 1 3 とは、スライドレール 1 3 の基端側へ針スライダ 2 3 を移動させたときに、針スライダ 2 3 とスライドレール 1 3 とが外れないように連結されている。スライドレール 1 3 の基端側へいっばいまで針スライダ 2 3 を移動させた状態では、針スライダ 2 3 に固定された針管 3 の先端は、シース 7 の先端の内部に引き込まれ、シース 7 によって覆われた位置関係になっている。

【 0 0 3 7 】

図 1 1 は、スタイレット 2 7 の側面図である。図 1 2 は、図 1 1 の D - D 線における断

50

面図である。

図 1 1 (A) および図 1 2 に示すように、スタイレット 2 7 は、針管 3 の内部に進退自在に挿通可能な直径を有する金属線材である。スタイレット 2 7 の先端は鋭利に形成され、スタイレット 2 7 の基端には樹脂などによって形成されたつまみ 2 8 が設けられている。なお、図 1 1 (B) に示すように、スタイレット 2 7 の先端は略半球形状に形成されていてもよい。

スタイレット 2 7 の基端に設けられたつまみ 2 8 には、スタイレット 2 7 が好適に挿入可能な針管 3 のゲージ数が刻印などによって表示されたゲージ数表示部 2 9 が形成されている。すなわち、針スライダ 2 3 に設けられたゲージ数表示部 2 4 に表示されたゲージ数と同じ数値がつまみ 2 8 に表示されたスタイレット 2 7 であれば、そのスタイレット 2 7 は針管 3 内に好適に挿入して使用することができる。これにより、針管 3 およびスタイレット 2 7 の径が異なる複数の処置具 1 を 1 つの手技で使用する場合における取違を避けることができる。

【 0 0 3 8 】

図 1 2 に示すように、つまみ 2 8 には、針スライダ 2 3 の基端に形成されたねじ山 2 3 c (図 9 参照) に嵌るねじ溝 2 8 a が形成されている。針スライダ 2 3 のねじ山 2 3 c につまみ 2 8 のねじ溝 2 8 a をあわせてねじ込むことによって、スタイレット 2 7 を針スライダ 2 3 に固定することができる。このとき、スタイレット 2 7 の先端は、針管 3 の先端からわずかに突出した位置になるように設定されている (図 3 参照) 。

【 0 0 3 9 】

次に、図 1 3 から図 1 5 を参照し、処置具 1 を輸送したり保管したりするときに使用される収容バッグ 3 0 の構成について説明する。図 1 3 は、収容バッグ 3 0 内に処置具 1 が収容された状態を示す斜視図である。図 1 4 は、収容バッグ 3 0 におけるトレイ 3 1 の平面図である。図 1 5 はトレイ 3 1 に処置具 1 が取り付けられた状態を示す裏面図である。

一般的に、医療用の器具は、その使用直前まで滅菌状態で保管されている。このとき、本実施形態の処置具 1 における挿入体 2 のように長尺な挿入体を有する場合には、挿入体をループ状に巻いておき、この状態で袋などに収容することが従来から行われていた。

しかしながら、本実施形態の挿入体 2 は、スタイレット 2 7 や針管 3 の弾性によって直線状に復元しようとする。これにより、挿入体 2 の取り出し時に取り出し方法を誤ると、挿入体 2 が人や他の器具、あるいは床面などに接触して滅菌状態でなくなるおそれがある。

この問題を解消する目的で、本実施形態の処置具 1 は、専用の収容バッグ 3 0 に収容された状態で提供される。

【 0 0 4 0 】

図 1 3 に示すように、収容バッグ 3 0 は、処置具 1 が取り付けられるトレイ 3 1 と、処置具 1 が取り付けられたトレイ 3 1 が内部に収容される袋状のカバー 4 2 とを備える。

図 1 3 および図 1 4 に示すように、トレイ 3 1 は、略長形状に形成されており、格子状に延びる凹凸からなる補強部 3 2 を有する。また、トレイ 3 1 には、ねじ係止部 3 3 (第一ねじ係止部 3 4 、第二ねじ係止部 3 5) と、挿入体 2 を係止する挿入体係止部 3 6 と、処置具 1 の使用時にトレイ 3 1 から処置具 1 を取り外すための手順を示す標識部 4 1 とが形成されている。

【 0 0 4 1 】

図 1 4 に示すように、第一ねじ係止部 3 4 および第二ねじ係止部 3 5 は、トレイ 3 1 における 2 つの長辺のうちの一方側に設けられている。挿入体係止部 3 6 は、トレイ 3 1 における 2 つの長辺のうちの他方側に設けられている。

【 0 0 4 2 】

図 1 5 に示すように、第一ねじ係止部 3 4 は、処置具 1 のスライダストップ 1 4 に取り付けられたねじ 1 6 をトレイ 3 1 に取り付ける目的で、トレイ 3 1 を厚さ方向に貫通して形成された貫通孔の縁によって構成されている。第一ねじ係止部 3 4 は、挿入部 3 4 a と、軸挿入部 3 4 b とを有する。挿入部 3 4 a は、ねじ 1 6 の大径部 1 7 が挿通可能である

10

20

30

40

50

。軸挿入部 3 4 b は、ねじ挿入部 3 4 a に一端がつながっており、ねじ 1 6 の大径部 1 7 よりも幅が狭く、ねじ 1 6 の軸を挿通可能である。

本実施形態では、ねじ挿入部 3 4 a と軸挿入部 3 4 b とは、処置具 1 をトレー 3 1 に取り付けた状態で、操作部 8 の先端から基端へ向かう方向へ長い長円形に形成されている。

【 0 0 4 3 】

第二ねじ係止部 3 5 は、処置具 1 のグリップ 1 0 に取り付けられたねじ 1 1 をトレー 3 1 に取り付ける目的で、トレー 3 1 を厚さ方向に貫通して形成された貫通孔の縁によって構成されている。第二ねじ係止部 3 5 は、挿入部 3 5 a と、軸挿入部 3 5 b と、抜け止め部 3 5 c とを有する。挿入部 3 5 a は、ねじ 1 1 の大径部 1 2 が挿通可能である。軸挿入部 3 5 b は、ねじ挿入部 3 5 a に一端がつながっており、ねじ 1 1 の大径部 1 2 よりも幅が狭く、ねじ 1 1 の軸を挿通可能である。抜け止め部 3 5 c は、ねじ挿入部 3 5 a を間に挟んで軸挿入部 3 5 b と反対側に形成されている。

本実施形態では、第二ねじ係止部 3 5 は、第一ねじ係止部 3 4 が延びる方向に対して垂直な方向へ延びている。

【 0 0 4 4 】

図 1 4 および図 1 5 に示すように、挿入体係止部 3 6 は、トレー 3 1 を平面視したときにトレー 3 1 の内側方向に延びる係止片 3 7 と、挿入体 2 の先端が係止される先端係止部 3 8 とを有する。

係止片 3 7 には、ループ状に曲げられた挿入体 2 の一部が係止される。また、図 1 3 に示すように、ループ状に曲げられた挿入体 2 において係止片 3 7 側と反対側の一部は、第一ねじ係止部 3 4 および第二ねじ係止部 3 5 に取り付けられた操作部 8 の外面によって保持されている。これにより、挿入体 2 は、係止片 3 7 と操作部 8 との間で安定して保持される。

【 0 0 4 5 】

また、図 1 5 に示すように、ループ状に曲げられた挿入体 2 が操作部 8 を押圧することによって、操作部 8 の先端部分はねじ挿入部 3 5 a から軸挿入部 3 5 b へ向かう方向へ押される。これにより、挿入体 2 が挿入体係止部 3 6 に係止された状態では、ねじ 1 1 が第二ねじ係止部 3 5 から外れにくくなっている。

先端係止部 3 8 には、挿入体 2 を挿通可能な 2 つの貫通孔 3 9、4 0 が形成されている。係止片 3 7 と操作部 8 との間に挿入体 2 を保持している状態で先端係止部 3 8 の貫通孔に挿入体 2 の先端を差し込むと、ループ状に形成された挿入体 2 が直線状態に戻ろうとする力によって挿入体 2 の先端は先端係止部 3 8 の各貫通孔 3 9、4 0 の縁に押し付けられる。これにより、挿入体 2 の先端は先端係止部 3 8 の各貫通孔 3 9、4 0 から容易には抜けない。

【 0 0 4 6 】

図 1 3 に示すように、標識部 4 1 は、トレー 3 1 から処置具 1 を外す工程の順番が数字で表示されており、トレー 3 1 自体を成形することによって形成されている。標識部 4 1 は、係止片 3 7 の近傍に数字「1」が表示された第一標識部 4 1 - 1 と、第二ねじ係止部 3 5 の近傍に数字「2」が表示された第二標識部 4 1 - 2 と、第一ねじ係止部 3 4 の近傍に数字「3」が表示された第三標識部 4 1 - 3 とを有する。第一標識部 4 1 - 1、第二標識部 4 1 - 2、および第三標識部 4 1 - 3 のそれぞれには、処置具 1 の各部をトレー 3 1 から取り外す方向を示す矢印が設けられている。

【 0 0 4 7 】

標識部 4 1 は、数字「1」から数字「3」の順に処置具 1 の各部をトレー 3 1 から取り外すことをユーザに促す目的で設けられている。数字「1」から数字「3」の順に処置具 1 をトレー 3 1 から取り外すことにより、挿入体 2 が意図せずに直線状態に復帰して挿入体 2 が人体や床や壁などの未滅菌部に接触してしまうのを防止することができる。処置具 1 をトレー 3 1 から取り出す際の具体的な使用方法については後述する。

【 0 0 4 8 】

図 1 3 に示すように、カバー 4 2 は、たとえば滅菌用ガスの透過性が高く、且つ細菌類

10

20

30

40

50

を透過しない材料によって形成されている。本実施形態では、カバー 42 は、略長方形の滅菌紙および透明樹脂フィルムを重ね合わされており、カバー 42 の周囲がヒートシールにより固定されている。これにより、処置具 1 を収容する空間を有して形成される。

トレイ 31 に処置具 1 が取り付けられた状態でカバー 42 が熱溶着され、収容バッグ 30 は、細菌類の出入りが防止された空間内に処置具 1 を保持する。カバー 42 が熱溶着により閉じられた後、収容バッグ 30 は、たとえばエチレンオキサイドガスなどの滅菌用ガスや、電子線や 線などの放射線によって滅菌される。

【0049】

以上に説明した構成の処置具 1 の使用方法および使用時の動作について説明する。

処置具 1 の使用時には、まず、図 13 に示すように内部に処置具 1 が収容され、滅菌状態で供給された収容バッグ 30 から処置具 1 を取り出す。針管 3 内にスタイレット 27 が挿入され、スタイレット 27 のつまみ 28 が針スライダ 23 の基端にねじ込まれた状態で、処置具 1 は供給される。

10

【0050】

具体的には、まず、カバー 42 を剥がし、処置具 1 が取り付けられたトレイ 31 をカバー 42 内から取り出す。次に、図 16 に示すように、トレイ 31 において数字「1」が表示された部分にある挿入体 2 を把持し、トレイ 31 に形成された貫通孔 40 から挿入体 2 の先端を引き出す。

挿入体 2 の先端の貫通孔 40 から引き出した後、図 17 に示すように、ユーザは、挿入体 2 の先端をトレイ 31 とともに保持し、挿入体 2 を保持している手と反対側の手でグリップ 10 を持つ。さらに、ユーザは、トレイ 31 において数字「2」が表示された部分にあるねじ 11 の大径部 12 を係止片 37 側へ移動させ、大径部 12 を第二ねじ係止部 35 から取り外す。

20

【0051】

大径部 12 を第二ねじ係止部 35 から取り外した後、図 18 に示すように、ユーザは、挿入体 2 の先端を保持したまま、挿入体 2 において係止片 37 に係止された部分を係止片 37 から取り外す。さらに、ユーザは、グリップ 10 と、グリップ 10 の近傍に位置する挿入体 2 とをともに把持し、トレイ 31 において数字「3」が表示された部分にある第一ねじ係止部 34 から操作部 8 に設けられたねじ 16 の大径部 17 を取り外す。

このように、トレイ 31 に形成された標識部 41 における数字「1」、「2」、「3」の順にトレイ 31 から処置具 1 を取り外す。これにより、挿入体 2 のループが解けてその先端が不意に不潔域に触れることなく処置具 1 を容易にトレイ 31 から取り外すことができる。

30

【0052】

次に、図 1 に示す超音波内視鏡 100 とともに処置具 1 を使用して処置を行う。図 19 から図 22 は、処置具 1 の使用時の動作を説明するための動作説明図である。

本実施形態では、図 19 に示すように、体内の組織の深部に位置する病変などの組織に対して処置具 1 の針管 3 を差込み、針管 3 の内部を通じて病変の細胞などを回収する生検の処置を例に説明する。

図 19 に示すように、ユーザは、超音波内視鏡 100 の挿入部 101 を体内に挿入し、光学撮像機構 103 を用いて、処置を行う部位を光学的に観察する。また、超音波走査機構 104 を用いて、処置を行う部位の深部を観察することもできる。

40

【0053】

次に、光学撮像機構 103 および超音波走査機構 104 による観察結果に基づいて、生検を行う部位を決定する。

次に、ユーザは、超音波内視鏡 100 の操作部 109 に設けられた基端口金 108 からチャンネル 107 の内部へ、処置具 1 の挿入体 2 を先端側から挿入する。さらに、ユーザは、処置具 1 の操作部 8 に設けられた固定ねじ部 19 を基端口金 108 に固定する。これにより、処置具 1 は超音波内視鏡 100 に固定される。

次に、ユーザは、グリップ 10 に設けられたねじ 11 を緩め、光学撮像機構 103 によ

50

ってシース7および体内を観察しながら、シースアジャスター18を用いて超音波内視鏡100の挿入部101の先端からのシース7の突出量を適切な量に調整する。

次に、超音波走査機構104による観察結果に基づいて、生検を行う対象組織Tの位置に合わせてスライダストッパ14を移動させてスライドレール13に固定する。これにより、シース7から針管3が突出可能な最大長さは、針スライダ23がスライダストッパ14に当接するまでの長さに制限される。

【0054】

次に、図20に示すように、ユーザは、針スライダ23を操作部8の先端側へと押し込む。これにより、図21に示すように、針管3がシース7から突出する。さらに、図22に示すように、針管3の先端は組織に穿刺され、生検を行う対象組織Tへと押し進められる。

10

このとき、組織の表面から外部に露出している針管3は光学撮像機構103によって観察することができ、組織の内部に差し込まれた針管3の先端側部分は超音波走査機構104によって観察することができる。

【0055】

図23は、針管3が組織に穿刺された状態で超音波走査機構104を動作させたときの超音波の反射状態を示す模式図である。図24は、従来のディンプルを有する針管における超音波の反射状態を示す模式図である。

超音波走査機構104は、超音波を発する超音波振動子と、超音波を受信する超音波受信部とが一体に設けられている。本実施形態では、図23に示すように、超音波走査機構104は、シース7から突出する針管3へ向けられた超音波走査範囲において針管3および生体組織を走査する。

20

超音波振動子が照射した超音波Wは、針管3の外表面では反射する。針管3の先端部分において、各ディンプル4における凹面部6は湾曲された面として形成されているので、凹面部6の少なくとも一部には超音波受信部へ超音波Wを反射可能な面がある。

【0056】

ここで、従来のディンプルについて比較のために例示して説明する。たとえば、図24に示すように、単純な半球形状のディンプルが針管に形成されている場合、半球のうち針管の基端側の1/4球体部分は、超音波走査範囲外へ超音波Wを拡散させる。すなわち、超音波振動子から発せられた超音波Wのうち、約半分は超音波振動子には戻らない。

30

図23および図24に示すように、本実施形態では、従来の単純な半球形状のディンプルに対して、超音波走査範囲外へ超音波Wを拡散させる面を平面部5に置き換えることにより、超音波走査範囲内に超音波Wを収束させる凹面部6を従来のディンプルより高密度に配置することができる。これにより、単純な半球形状のディンプル(図24参照)と比較してより多くの超音波Wを超音波走査機構104の超音波走査範囲内に収束させることができ、超音波画像上で針管3が鮮明に映るようになる。

【0057】

ユーザは、超音波走査機構104において受信された超音波に基づく超音波画像を図1に示す超音波観察部115によって観察することができる。超音波観察部115に鮮明に映し出された針管3の像を参照し、ユーザは、針管3の先端を、生検を行う対象組織Tに到達させる。なお、生検を行う対象組織Tに針管3の先端が到達した段階では、針管3内にはスタイレット27が挿入されているので、針管3内に組織が入り込むことはない。

40

【0058】

次に、ユーザは、図2に示すスタイレット27のつまみ28を回して針スライダ23からつまみ28を取り外し、挿入体2および操作部8からスタイレット27を引き抜く。これにより、図25に示すように、針管3の先端から針スライダ23の基端まで延びる貫通孔が生じる。ユーザは、針スライダ23の基端に形成されたねじ山23cに嵌合する先端を有する適宜のシリンジ120を、ねじ山23cに固定する。さらに、シリンジ120によって針管3内を吸引し、針管3の先端から生検を行う対象組織Tの細胞などをシリンジ120内に吸引する。

50

必要量の細胞などがシリンジ 120 内に吸引できたら、針スライダ 23 を操作部 8 の基端側へいっぱいまで引き込み、針管 3 の先端をシース 7 内に收容する。これにより、針管 3 は組織から抜ける。針管 3 が組織から抜けたら、超音波内視鏡 100 の操作部 109 の基端口金 108 から固定ねじ部 19 をはずし、処置具 1 をチャンネル 107 から抜去する。

以上で一連の処置を終了する。

【0059】

従来、超音波内視鏡を用いて針管の像を取得しつつ処置をすることは知られていた。たとえば特許文献 3 に記載の処置具の例では、針管には複数の円環溝が形成されており、超音波内視鏡のチャンネルの先端から針管の先端を突出させて使用する例が記載されている。この例では、超音波画像における針管の像は、針管の基端側から先端側へ向かって照射された超音波が円環溝において反射した反射波によって構成された像である。より具体的には、超音波を超音波受信部側に反射させるのに寄与しているのは、針管の外面に形成された各円環溝において、針管の先端側に位置し基端側へ向けられた面のみである。

本願の発明者らは、従来 of 処置具では、超音波内視鏡とともに処置具を使用した場合に、超音波を超音波受信部側へ反射させるのに寄与しない無駄な領域が存在していることに着目した。さらに、発明者らは、この無駄な領域を縮小し、超音波を超音波受信部側へ反射させるのに寄与する領域を高密度に配置すれば、超音波受信部側へ反射する超音波を増加させることができることを見出した。

【0060】

本実施形態の処置具 1 では、複数のディンプル 4 のそれぞれにおいて、針管 3 の中心軸線 O 方向に測ったディンプル 4 の後端 4b とディンプル 4 の最深部 4c との間の距離が、中心軸線 O 方向に測ったディンプル 4 の前端 4a と最深部 4c との間の距離よりも短く形成されている。したがって、針管 3 の基端側から先端側へ向けて超音波を照射したときに超音波受信部へ向けて超音波を反射できる面を有するディンプル 4 を、より多く針管 3 の外面に形成することができる。これにより、針管 3 の外面から超音波受信部へと反射する反射波の多くを超音波振動子に戻すことができ、超音波画像上で針管 3 の像を鮮明にすることができる。

【0061】

また、針管 3 の外面に形成された各ディンプル 4 が、先端側に凹面部 6 を有しているので、超音波走査機構 104 に対して針管 3 の位置が移動しても反射波の増減が少ない。これにより、針管 3 を移動させても針管 3 の像を略一定の明るさで超音波画像上に映すことができる。

【0062】

超音波内視鏡 100 とともに本実施形態の処置具 1 を使用する場合、針管 3 の先端側から基端側へ向けて超音波を照射して針管 3 を観察することは少なく、専ら、針管 3 の基端側から先端側へ向けて超音波を照射して観察する。本実施形態の処置具 1 は、針管 3 の基端側から先端側へ向けて超音波が照射された場合に特に好適に超音波を反射することができるディンプル 4 を有しているので、超音波内視鏡 100 とともに処置具 1 を使用する場合に特に優れた効果を奏する。

【0063】

(変形例 1)

次に、上述の実施形態で説明した処置具 1 の変形例について説明する。

なお、本変形例および以下に説明する変形例 2 では、上述の処置具 1 と同様の構成を有する部材には同一の符号を付して重複する説明を省略する。

図 26A および図 26B は、本変形例におけるディンプル 4A の形状を説明するための模式図である。

【0064】

図 26A および図 26B に示すように、本変形例の処置具 1A は、針管 3 に、ディンプル 4 に代えて、内面の形状が異なるディンプル 4A が形成されている点で上述の処置具 1

10

20

30

40

50

と構成が異なっている。

ディンプル 4 A の内面は、針管 3 の中心軸線 O と直交する直線を回転中心とする円柱面の一部を有する針管 3 の先端に向かって凸である湾曲面 5 A と、ディンプル 4 の前端 4 a を含んだ位置に形成された凹面である（先端に向かって凹である）凹面部 6 A（第 2 の凹面部）とを有する。

各ディンプル 4 A の前端 4 a A は、湾曲面のうち最も先端側に位置する先端位置よりもさらに先端側に位置している。また、凹面部 6 A は球面の一部を有する。

複数のディンプル 4 A のそれぞれにおいて、針管 3 の中心軸線 O 方向に測った最も針管 3 の基端側に位置する後端 4 b A とディンプル 4 A の最深部 4 c A との間距離 L 2 は、中心軸線 O 方向に測った最も先端側に位置する前端 4 a A と最深部 4 c A との間の距離 L 1 よりも短い。

【 0 0 6 5 】

本変形例においても、上述の実施形態で説明した処置具 1 と同様に、超音波受信部に向けて超音波を反射できる面を有するディンプル 4 A を、針管 3 の外面に多く形成することができる。したがって、針管 3 の基端側から先端側へ向けて超音波が照射されたときに、凹面部 6 A によってより多くの超音波を超音波受信部へ反射させることができる。

【 0 0 6 6 】

（変形例 2）

次に、上述の実施形態で説明した処置具 1 の他の変形例について説明する。

図 2 7 A および図 2 7 B は、本変形例におけるディンプル 4 B の形状を説明するための模式図である。

【 0 0 6 7 】

図 2 7 A および図 2 7 B に示すように、本変形例の処置具 1 B は、針管 3 に、ディンプル 4 に代えて、内面の形状が異なるディンプル 4 B が形成されている点で上述の処置具 1 と構成が異なっている。

ディンプル 4 B の内面は、球心を通り互いに直交する三平面によって球が切断された 1 / 8 球体の外面の一部を含む面に形成されている。

複数のディンプル 4 B のそれぞれにおいて、針管 3 の中心軸線 O 方向に測った最も針管 3 の基端側に位置する後端 4 b B とディンプル 4 B の最深部 4 c B との間の距離 L 2 は略 0 であり、中心軸線 O 方向に測った最も先端側に位置する前端 4 a B と最深部 4 c B との間の距離 L 1 よりも短い。

【 0 0 6 8 】

本変形例では、ディンプル 4 B を、上述のディンプル 4 およびディンプル 4 A よりも多く針管 3 の外面に形成することができる。これにより、超音波受信部へ向けて超音波を反射可能な面を針管 3 により多く形成することができる。

【 0 0 6 9 】

（変形例 3）

次に、上述の実施形態で説明した処置具 1 のさらに他の変形例について説明する。

図 2 8 A および図 2 8 B は、本変形例におけるディンプル 4 C の形状を説明するための模式図である。

【 0 0 7 0 】

図 2 8 A および図 2 8 B に示すように、本変形例の処置具 1 C は、針管 3 に、ディンプル 4 に代えて、内面の形状が異なるディンプル 4 C が形成されている点で上述の処置具 1 と構成が異なっている。

ディンプル 4 C の内面は、針管 3 の先端側と基端側とのそれぞれに、互いに同心状であって針管 3 の先端側に凸となるアーチ形状の輪郭線を有する形状となっている。

複数のディンプル 4 C のそれぞれにおいて、針管 3 の中心軸線 O 方向に測った最も針管 3 の基端側に位置する後端 4 b C とディンプル 4 C の最深部 4 c C との間の距離 L 2 は、中心軸線 O 方向に測った最も先端側に位置する前端 4 a C と最深部 4 c C との間の距離 L 1 よりも短い。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 1 】

このような形状のディンプル 4 C が針管 3 に形成されていても、超音波受信部へ向けて超音波を反射可能な面を針管 3 により多く形成することができる。

【 0 0 7 2 】

次に、図 2 9 および図 3 0 を参照し、上述の実施形態で説明した収容バッグの変形例について説明する。

図 2 9 は、本変形例の収容バッグにおけるトレーを示す平面図である。図 3 0 は、本変形例のトレーに処置具を取り付けた状態を示す側面図である。

【 0 0 7 3 】

本変形例は、トレー 3 1 に代えてトレー 3 1 A を備える点が異なっている。

図 2 9 および図 3 0 に示すように、トレー 3 1 A は、第一ねじ係止部 3 4 に代えて第一ねじ係止部 3 4 A が形成され、第二ねじ係止部 3 5 に代えて第二ねじ係止部 3 5 A が形成されている。

第一ねじ係止部 3 4 A は、ねじの頭によって押し広げることができる複数のフラップ 3 4 a A を有している。各フラップ 3 4 a A の先端は、ねじ 1 6 の軸の直径より僅かに大きな略円形の輪郭形状をなすように形成されている。第一ねじ係止部 A にはねじ 1 6 の大径部 1 7 が挿通され、各フラップ 3 4 a A の先端によってねじ 1 6 の軸の外周面が保持される。

第二ねじ係止部 3 5 A には、第一ねじ係止部 3 4 A と同形同大なフラップ 3 5 a A が形成されている。

【 0 0 7 4 】

本変形例では、トレー 3 1 A から処置具 1 を取り外す場合には、第一ねじ係止部 3 4 A および第二ねじ係止部 3 5 A が形成された面と垂直な方向へ処置具 1 を引く。これにより、ねじ 1 1 およびねじ 1 6 によって各フラップ 3 4 a A、3 5 a A が広げられ、第一ねじ係止部 3 4 A および第二ねじ係止部 3 4 A から各ねじが外れる。

本変形例でも、上述の実施形態で説明したのと同様に、挿入体 2 が未滅菌部に触れることなく処置具 1 をトレー 3 1 A から取り外すことができる。

【 0 0 7 5 】

以上、本発明の実施形態について図面を参照して詳述したが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、構成の付加、省略、置換、およびその他の変更が可能である。

たとえば、上述のディンプル 4、ディンプル 4 A、ディンプル 4 B、およびディンプル 4 C は、針管 3 の周方向において互いに接していてもよい。これにより、ディンプル 4、ディンプル 4 A、ディンプル 4 B をさらに高密度で針管 3 の外面に形成することができる。

また、上述の実施形態では処置部材の例として針管 3 を示したが、処置部材は針管 3 には限られない。たとえば、処置部材として、中実に形成された針を採用し、この針の外面にディンプル 4 を形成してもよい。また、生体組織に刺入して生体組織の深部においてラジオ波などを発するプローブなどを処置部材の他の例として挙げることができる。

また、上述の実施形態及び各変形例において示した構成要素は適宜に組み合わせて構成することが可能である。

この他、本発明は前述した説明によって限定されることはなく、添付の請求項の範囲によって限定される。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 7 6 】

ディンプルの後端とディンプルの最深部との間の距離が、ディンプルの前端と最深部との間の距離よりも短く形成されている。これにより、ディンプルをより多く処置部材の外面に形成することができる。したがって、処置部材の基端側から先端側へ向けて超音波を照射したときに、ディンプルによって超音波受信部へ向けて超音波を反射させることができる処置具を提供することができる。

10

20

30

40

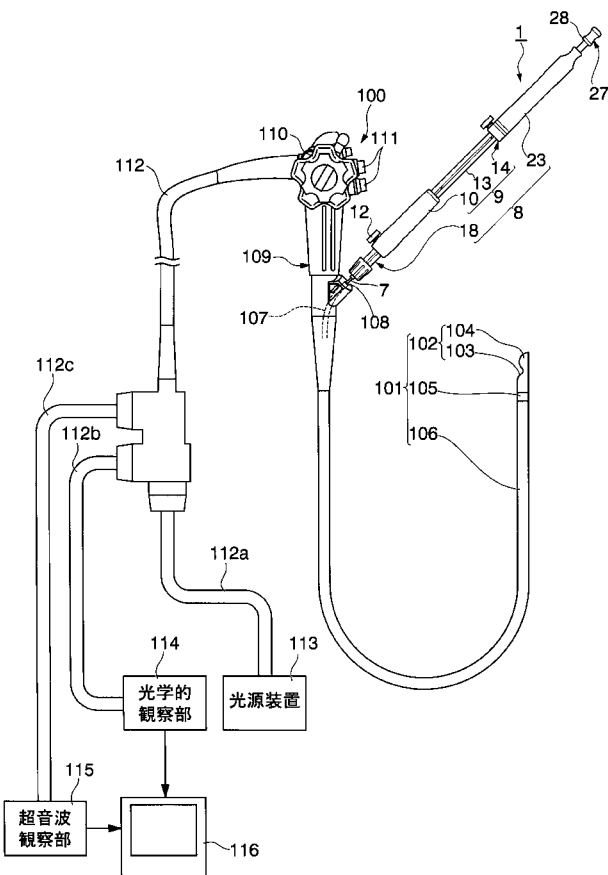
50

【符号の説明】

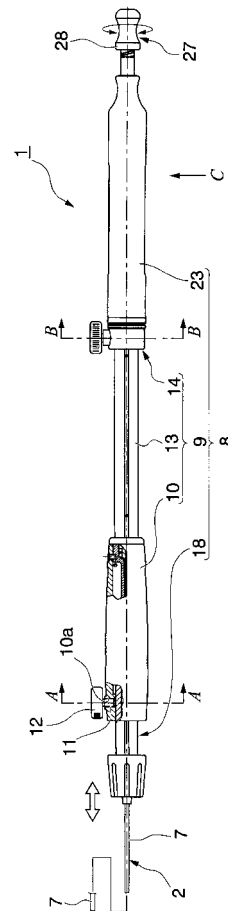
【0077】

- O 中心軸線
- L 1, L 2 距離
- 1 処置具
- 3 針管 (処置部材)
- 4 デンプル
- 4 a 前端
- 4 b 後端
- 4 c 最深部
- 5 平面部
- 5 A 湾曲面
- 6 凹面部 (第 1 の凹面部)
- 6 A 凹面部 (第 2 の凹面部)
- 100 超音波内視鏡
- 107 チャンネル

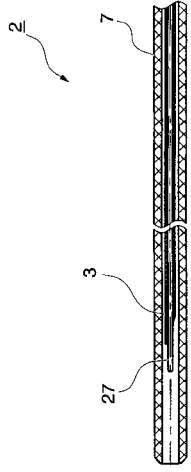
【図 1】



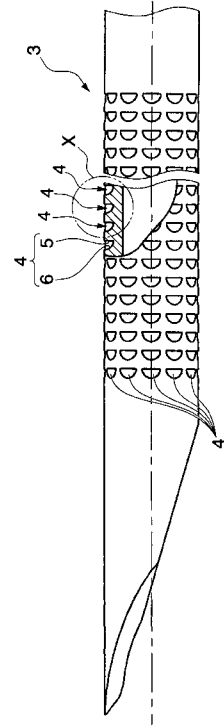
【図 2】



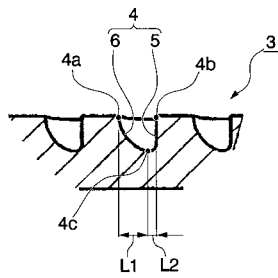
【 図 3 】



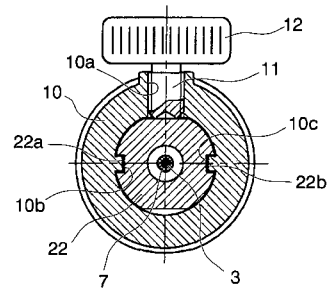
【 図 4 】



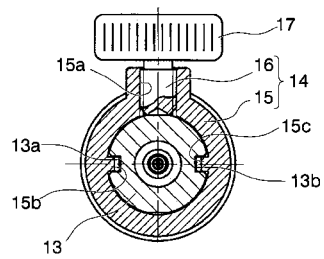
【 図 5 】



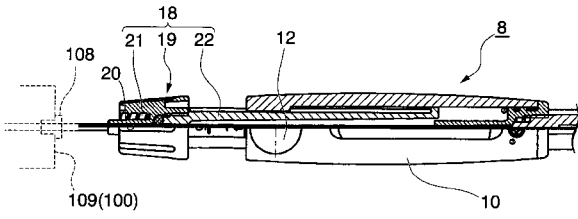
【 図 6 】



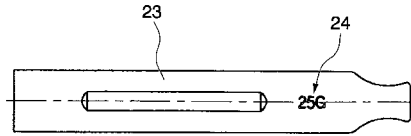
【 図 7 】



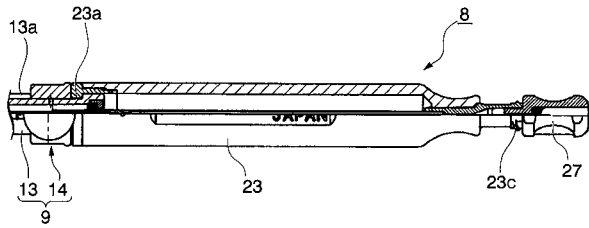
【 図 8 】



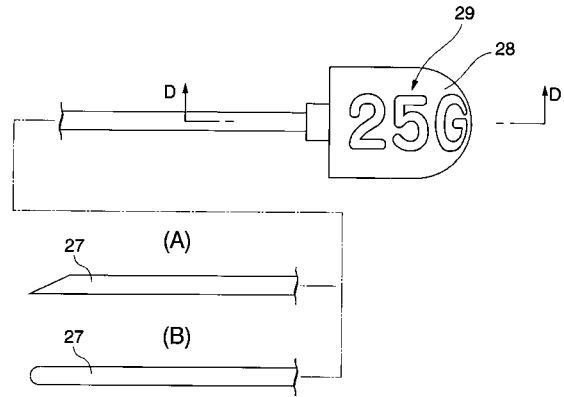
【 図 10 】



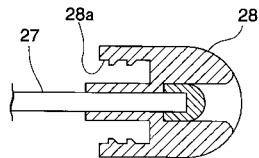
【 図 9 】



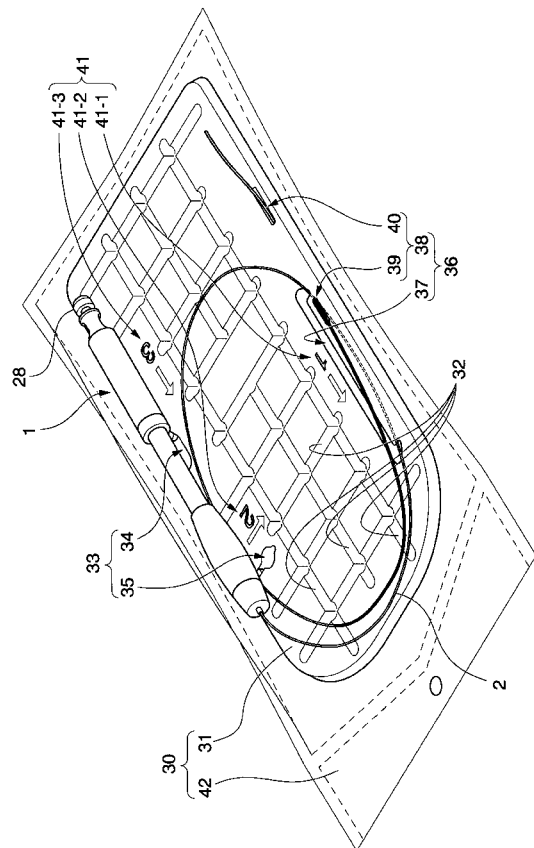
【 図 11 】



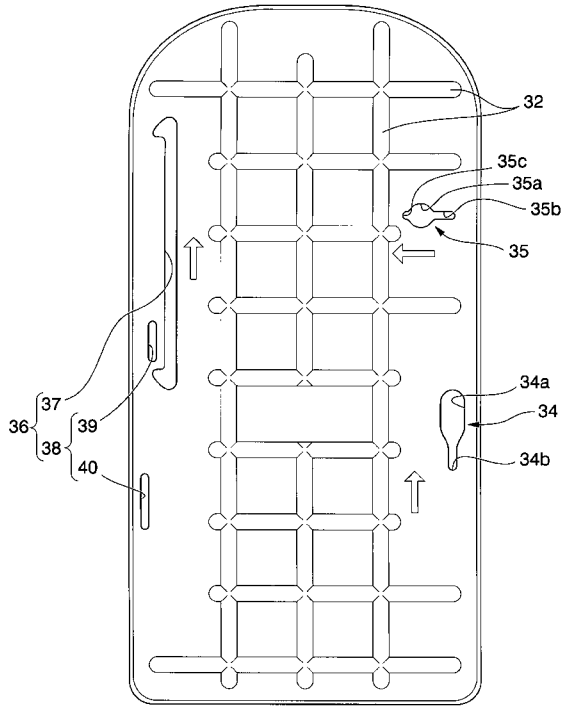
【 図 12 】



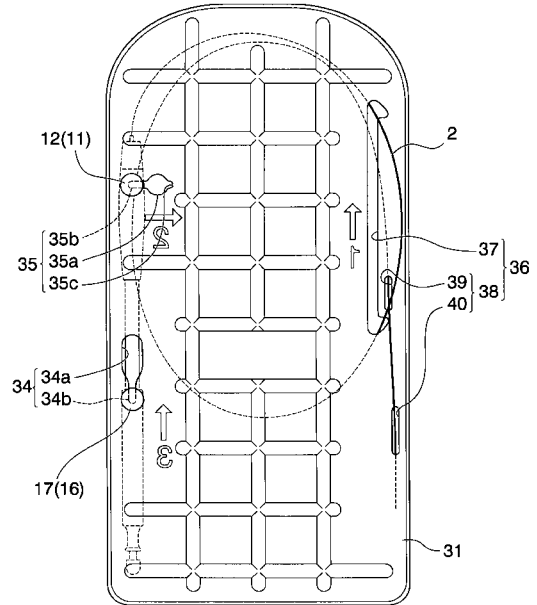
【 図 13 】



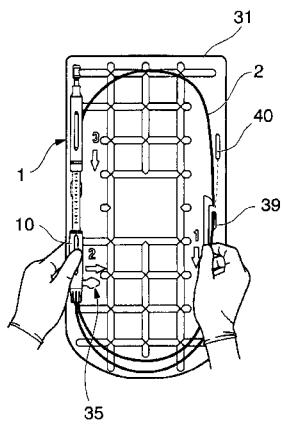
【 図 1 4 】



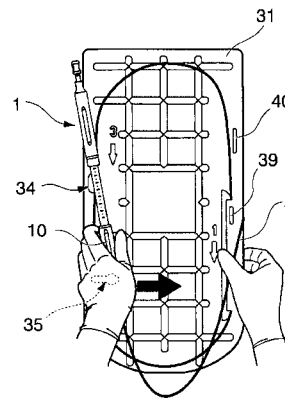
【 図 1 5 】



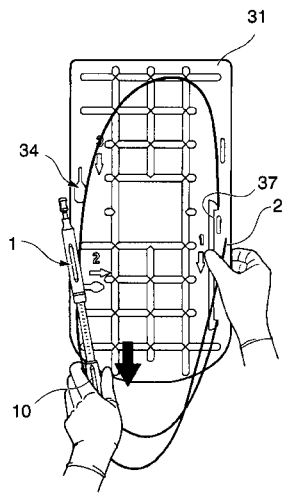
【 図 1 6 】



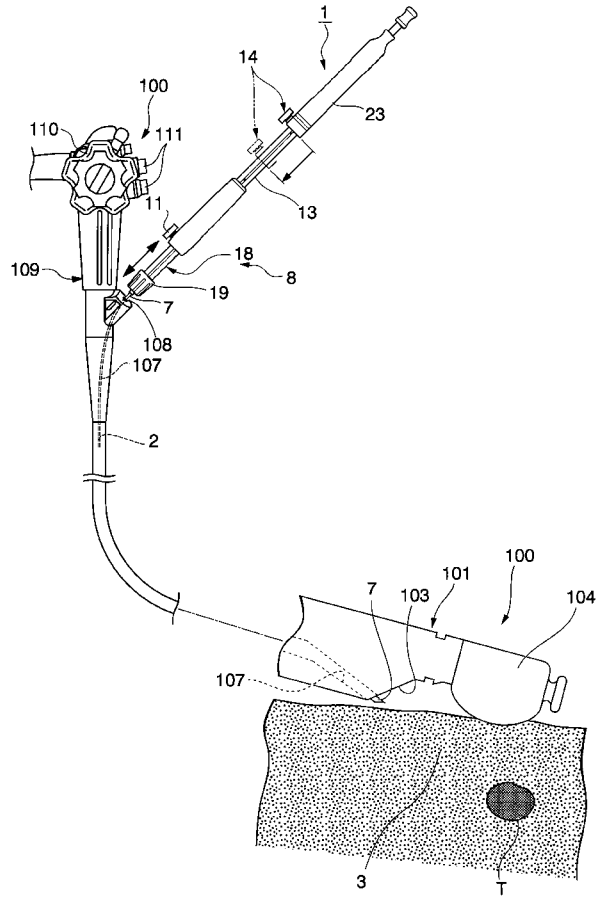
【 図 1 7 】



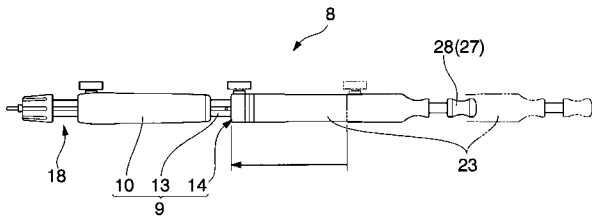
【 図 1 8 】



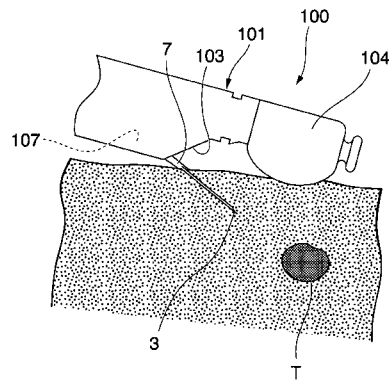
【 図 1 9 】



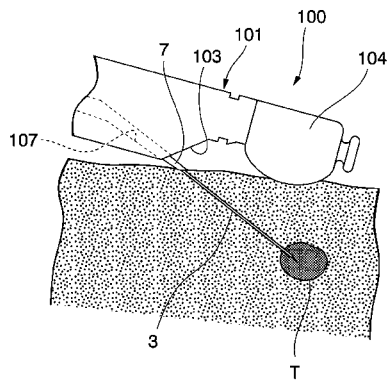
【 図 2 0 】



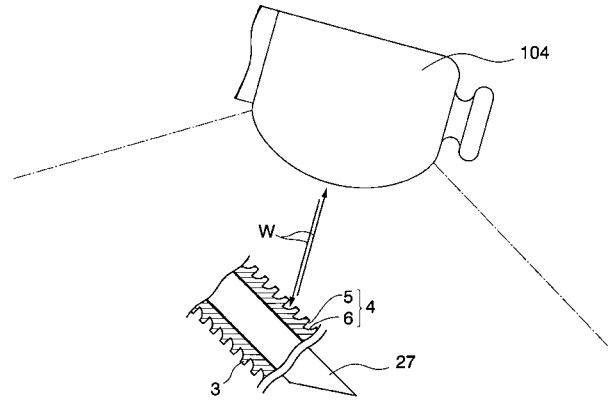
【 図 2 1 】



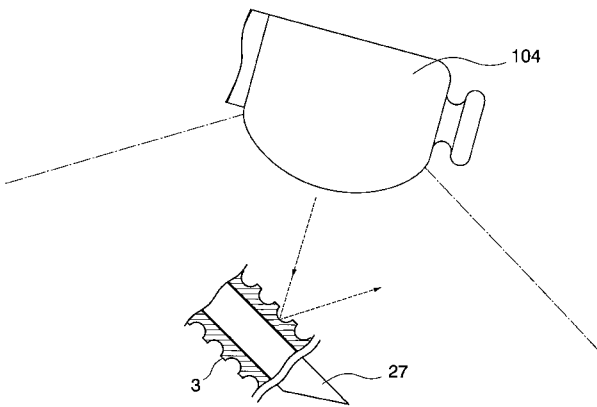
【 図 2 2 】



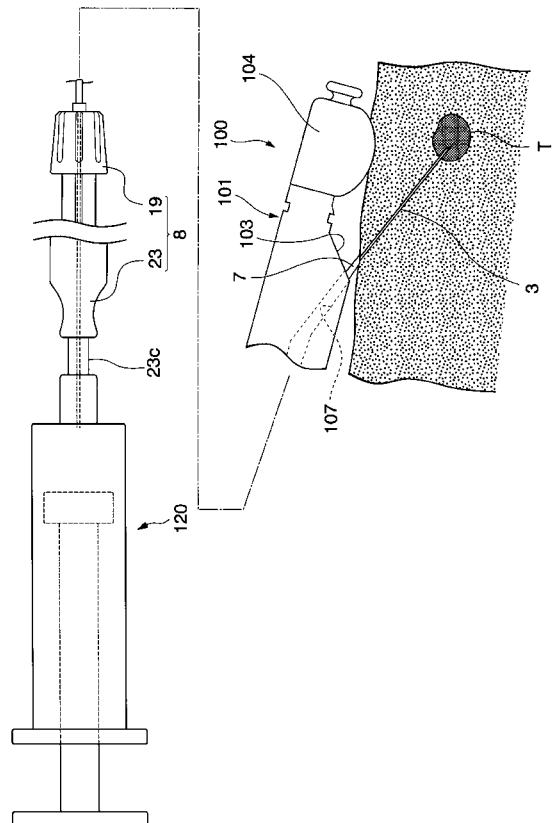
【 図 2 3 】



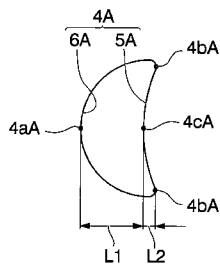
【 図 2 4 】



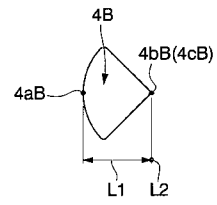
【 図 2 5 】



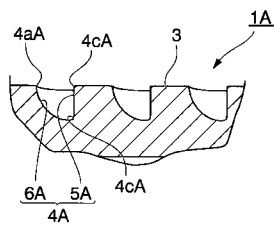
【 図 2 6 A 】



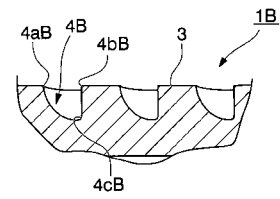
【 図 2 7 A 】



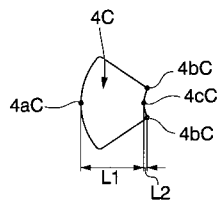
【 図 2 6 B 】



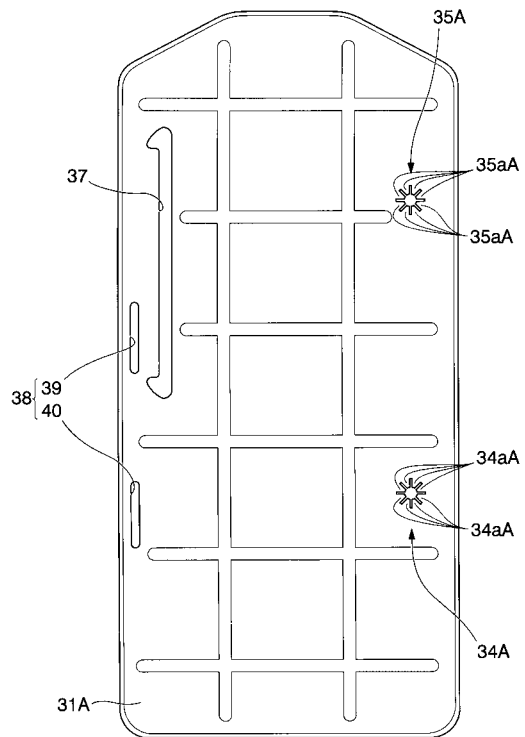
【 図 2 7 B 】



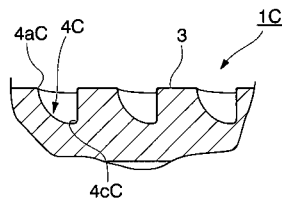
【 図 2 8 A 】



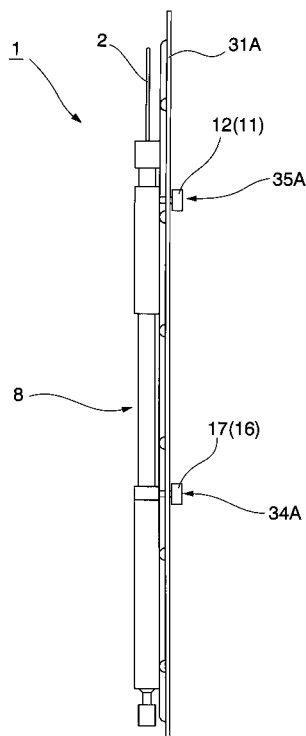
【 図 2 9 】



【 図 2 8 B 】



【図 30】



【手続補正書】

【提出日】平成25年5月31日(2013.5.31)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を発振し及び受信する超音波走査機構を有する超音波内視鏡のチャンネル内に進退自在に挿通される処置具であって、

先端と、基端と、前記先端と前記基端との間に長手方向に延びた外周面とを有し、かつ、前記外周面に少なくとも第1のディンプルと前記第1のディンプルの基端側に前記第1のディンプルと隣接して設けられた第2のディンプルとを有する複数のディンプルが形成された処置部を備え、

前記第1のディンプルは、

前記超音波走査機構から発振された前記超音波を前記超音波走査機構へと反射させる反射面を有する第1領域と、

前記第1領域の基端側に前記第1領域と繋がって配され、前記超音波走査機構から前記第1領域へ直接前記超音波が到達する状態において前記超音波走査機構からの前記超音波が直接入射不能な壁面のみを有する第2領域と、

を有し、

前記処置部の長手方向に沿って測った前記第1領域の長さである第1長さが、前記処置部の長手方向に沿って測った前記第2領域の長さである第2長さより長く

前記第2のディンプルは、

前記超音波走査機構から発振された前記超音波を前記超音波走査機構へと反射させる反射面を有する第3領域と、

前記第3領域の基端側に前記第3領域と繋がって配され、前記超音波走査機構から前記第3領域へ直接前記超音波が到達する状態において前記超音波走査機構からの前記超音波が直接入射不能な壁面のみを有する第4領域と、

を有し、

前記処置部の長手方向に沿って測った前記第3領域の長さである第3長さが、前記処置部の長手方向に沿って測った前記第4領域の長さである第4長さより長く、

前記第2のディンプルの前端を含む前記第2のディンプルの少なくとも一部は、前記第1領域と前記第2領域との境界から前記第1長さだけ基端側に離れた位置よりも先端側にある

ことを特徴とする処置具。

【請求項2】

前記第1のディンプルを前記処置部の長手軸線に沿った断面で見た場合、

前記第1のディンプルの前記壁面は、前記長手軸線と直交する平面と平行な面であり、

前記第1のディンプルの前記反射面は、前記第1のディンプルの前記壁面よりも前記先端側に形成されている

請求項1に記載の処置具。

【請求項3】

前記第1のディンプルの前記壁面は、前記処置部の長手軸線と直交する直線を回転中心とする円柱面の一部を含む面であり、前記先端に向かって凸である湾曲面であり、

前記第1のディンプルの前記反射面は、前記第1のディンプルにおける前端を含み、前記先端に向かって凹である凹面であり、

前記第1のディンプルの前記前端は、前記第1のディンプルの前記壁面のうち最も前記先端側に位置する先端位置よりもさらに前記先端側に位置している

請求項1に記載の処置具。

【請求項4】

前記第1のディンプルの前記反射面は球面の一部を含む

請求項1から3のいずれか一項に記載の処置具。

【請求項5】

前記複数のディンプルの内面は、球心を通り互いに直交する三平面によって球が切断された1/8球体の外面の一部を含む面である

請求項1に記載の処置具。

【請求項6】

前記複数のディンプルは、前記処置部の外面の周方向に互いに隣接して間隔をあけて複数形成されている

請求項1に記載の処置具。

【請求項7】

前記複数のディンプルは、前記処置部の外面の周方向において互いに接して複数設けられている

請求項1に記載の処置具。

【手続補正書】

【提出日】平成25年9月20日(2013.9.20)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を発振し及び受信する超音波走査機構を有する超音波内視鏡のチャンネル内に進退自在に挿通される処置具であって、

先端と、基端と、前記先端と前記基端との間に長手方向に延びた外周面とを有し、かつ、前記外周面に少なくとも第1のディンプルと前記第1のディンプルの基端側に前記第1のディンプルと隣接して設けられた第2のディンプルとを有する複数のディンプルが形成された処置部を備え、

前記第1のディンプルと前記第2のディンプルとは、

前記超音波走査機構から発振された前記超音波を前記超音波走査機構へと反射させる反射面を有する第1領域と、

前記第1領域の基端側に前記第1領域と繋がって配され、前記超音波走査機構から前記第1領域へ直接前記超音波が到達する状態において前記超音波走査機構からの前記超音波が直接入射不能な前記長手方向に対し略垂直に形成された壁面のみを有する第2領域と

を有し、

前記処置部の長手方向に沿って測った前記第1領域の長さである第1長さが、前記処置部の長手方向に沿って測った前記第2領域の長さである第2長さより長く設定され、

前記第1のディンプルと前記第2のディンプルとの夫々の第1領域を高密度に配置した

ことを特徴とする処置具。

【請求項2】

前記第1のディンプルを前記処置部の長手軸線に沿った断面で見た場合、

前記第1のディンプルの前記壁面は、前記長手軸線と直交する平面と平行な面であり、

前記第1のディンプルの前記反射面は、前記第1のディンプルの前記壁面よりも前記先端側に形成されている

請求項1に記載の処置具。

【請求項3】

前記第1のディンプルの前記壁面は、前記処置部の長手軸線と直交する直線を回転中心とする円柱面の一部を含む面であり、前記先端に向かって凸である湾曲面であり、

前記第1のディンプルの前記反射面は、前記第1のディンプルにおける前端を含み、前記先端に向かって凹である凹面であり、

前記第1のディンプルの前記前端は、前記第1のディンプルの前記壁面のうち最も前記先端側に位置する先端位置よりもさらに前記先端側に位置している

請求項1に記載の処置具。

【請求項4】

前記第1のディンプルの前記反射面は球面の一部を含む

請求項1から3のいずれか一項に記載の処置具。

【請求項5】

前記複数のディンプルの内面は、球心を通り互いに直交する三平面によって球が切断された1/8球体の外面の一部を含む面である

請求項1に記載の処置具。

【請求項6】

前記複数のディンプルは、前記処置部の外面の周方向に互いに隣接して間隔をあけて複数形成されている

請求項1に記載の処置具。

【請求項7】

前記複数のディンプルは、前記処置部の外面の周方向において互いに接して複数設けられている

請求項1に記載の処置具。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0008】

本発明は、上記課題を解決して係る目的を達成するために以下の手段を採用した。

すなわち、本発明の第1の態様は、超音波を発振し及び受信する超音波走査機構を有する超音波内視鏡のチャンネル内に進退自在に挿通される処置具であって、先端と、基端と、前記先端と前記基端との間に長手方向に延びた外周面とを有し、かつ、前記外周面に少なくとも第1のディンプルと前記第1のディンプルの基端側に前記第1のディンプルと隣接して設けられた第2のディンプルとを有する複数のディンプルが形成された処置部を備え、前記第1のディンプルと前記第2のディンプルとは、前記超音波走査機構から発振された前記超音波を前記超音波走査機構へと反射させる反射面を有する第1領域と、前記第1領域の基端側に前記第1領域と繋がって配され、前記超音波走査機構から前記第1領域へ直接前記超音波が到達する状態において前記超音波走査機構からの前記超音波が直接入射不能な前記長手方向に対し略垂直に形成された壁面のみを有する第2領域と、を有し、前記処置部の長手方向に沿って測った前記第1領域の長さである第1長さが、前記処置部の長手方向に沿って測った前記第2領域の長さである第2長さより長く設定され、前記第1のディンプルと前記第2のディンプルとの夫々の第1領域を高密度に配置した、ことを特徴とする処置具である。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

本発明の第2の態様によれば、上記第1の態様において、前記第1のディンプルを前記処置部の長手軸線に沿った断面で見た場合、前記第1のディンプルの前記壁面は、前記長手軸線と直交する平面と平行な面であり、前記第1のディンプルの前記反射面は、前記第1のディンプルの前記壁面よりも前記先端側に形成されていても良い。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0010】

本発明の第3の態様によれば、上記第1の態様において、前記第1のディンプルの前記壁面は、前記処置部の長手軸線と直交する直線を回転中心とする円柱面の一部を含む面であり、前記先端に向かって凸である湾曲面であり、前記第1のディンプルの前記反射面は、前記第1のディンプルにおける前端を含み、前記先端に向かって凹である凹面であり、前記第1のディンプルの前記前端は、前記第1のディンプルの前記壁面のうち最も前記先端側に位置する先端位置よりもさらに前記先端側に位置していても良い。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0011】

本発明の第4の態様によれば、上記第2の態様または上記第3の態様において、前記第1のディンプルの前記反射面は球面の一部を含んでいても良い。

本発明の第5の態様によれば、上記第1の態様において、前記複数のディンプルの内面

は、球心を通り互いに直交する三平面によって球が切断された 1 / 8 球体の外面の一部を含む面であっても良い。

【手続補正 6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 1 2

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 1 2】

本発明の第 6 態様によれば、上記第 1 の態様から上記第 5 の態様のいずれか 1 態様において、前記複数のディンプルは、前記処置部の外面の周方向に互いに隣接して間隔をあけて複数形成されていても良い。

本発明の第 7 の態様によれば、上記第 6 の態様において、前記複数のディンプルは、前記処置部の外面の周方向において互いに接して複数設けられていても良い。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2012/050603
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B17/34(2006.01) i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-1/32, 8/00-8/15, 17/00-18/18 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2012 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 11-076254 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 23 March 1999 (23.03.1999), paragraph [0014]; fig. 4, 5 (Family: none)	1-7
Y	WO 2010/012023 A1 (COCO RESEARCH PTY LTD.), 04 February 2010 (04.02.2010), page 8, line 16 to page 11, line 33; fig. 1, 2 & US 2011/0160592 A1 & CN 102164623 A	1-7
Y	US 2010/0168684 A1 (RYAN, Shawn), 01 July 2010 (01.07.2010), entire text; all drawings & WO 2010/078151 A1	2-5
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 26 January, 2012 (26.01.12)		Date of mailing of the international search report 07 February, 2012 (07.02.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/050603

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 1132049 A1 (ANGIODYNAMICS, INC.), 12 September 2001 (12.09.2001), entire text; all drawings & US 6053870 A	1-7
A	WO 2010/128150 A1 (B.BRAUN MELSUNGEN AG.), 11 November 2010 (11.11.2010), entire text; all drawings & DE 102009020893 A1	1-7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 5 0 6 0 3									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B17/34(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00-1/32, 8/00-8/15, 17/00-18/18											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
Y	JP 11-076254 A (オリンパス光学工業株式会社) 1999.03.23, 段落 [0014], 図 4, 5 (ファミリーなし)	1-7									
Y	WO 2010/012023 A1 (COCO RESEARCH PTY LTD) 2010.02.04, 第 8 頁 第 16 行-第 11 頁第 33 行、図 1, 2 & US 2011/0160592 A1 & CN 102164623 A	1-7									
Y	US 2010/0168684 A1 (RYAN, Shawn) 2010.07.01, 全文、全図 & WO 2010/078151 A1	2-5									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 26.01.2012		国際調査報告の発送日 07.02.2012									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号		特許庁審査官 (権限のある職員) 武山 敦史	31 3619								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3346								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 5 0 6 0 3
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	EP 1132049 A1 (ANGIODYNAMICS, INC.) 2001.09.12, 全文、全図 & US 6053870 A	1-7
A	WO 2010/128150 A1 (B. BRAUN MELSUNGEN AG) 2010.11.11, 全文、全 図 & DE 102009020893 A1	1-7

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(74)代理人 100161702

弁理士 橋本 宏之

(72)発明者 高地 英大

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C160 FF53 FF56

4C161 CC06 GG15 JJ11 LL02 NN05 WW16

4C601 EE03 FE02 FF03 FF06

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	治疗仪器		
公开(公告)号	JPWO2012102099A1	公开(公告)日	2014-06-30
申请号	JP2012554719	申请日	2012-01-13
[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		
[标]发明人	高地英大		
发明人	高地 英大		
IPC分类号	A61B17/34 A61B1/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/12 A61B10/0283 A61B10/04 A61B17/3403 A61B50/33 A61B2010/045 A61B2017/3413 A61B2090/3925		
FI分类号	A61B17/34.310 A61B1/00.334.D A61B8/12		
F-TERM分类号	4C160/FF53 4C160/FF56 4C161/CC06 4C161/GG15 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/WW16 4C601/EE03 4C601/FE02 4C601/FF03 4C601/FF06		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
优先权	13/016067 2011-01-28 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该处置器械是一种通过超声波内窥镜的通道插入而能够前后移动的处置器械，该处置器械具有顶端和基端，并且具有圆柱形状，并且具有在外表面上凹陷的多个凹坑。处理部件；多个凹坑中的每一个是在处理部件的中心轴方向上的最近端侧处的凹坑的后端与在凹坑的径向内侧上的最深的最深部分之间的距离。比凹坑的最前端与中心轴方向上的最深部分之间的距离短。

