

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5165499号  
(P5165499)

(45) 発行日 平成25年3月21日(2013.3.21)

(24) 登録日 平成24年12月28日(2012.12.28)

(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 18 頁)

(21) 出願番号	特願2008-210073 (P2008-210073)	(73) 特許権者	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43番2号
(22) 出願日	平成20年8月18日(2008.8.18)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(65) 公開番号	特開2010-42210 (P2010-42210A)	(72) 発明者	佐藤 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
(43) 公開日	平成22年2月25日(2010.2.25)	(72) 発明者	堀川 義人 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
審査請求日	平成23年3月18日(2011.3.18)	審査官	宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 コンベックス型超音波内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波送受信部、および

処置具または処置具挿通路を備える先端硬性部を含み、

前記超音波送受信部の凸面側に設けられた超音波送受信面は、圧電素子の配列方向に2種以上の曲率を含み、

前記曲率は、前記先端硬性部側から遠ざかるほど小さくなることを特徴とするコンベックス型超音波内視鏡。

【請求項2】

前記超音波送受信面は、2種の曲率を含むことを特徴とする請求項1に記載のコンベックス型超音波内視鏡。 10

【請求項3】

超音波送受信部、および

処置具または処置具挿通路を備える先端硬性部を含み、

前記超音波送受信部の凸面側に設けられた超音波送受信面は、圧電素子の配列方向に2種以上のピッチを有する超音波振動子を含み、

前記ピッチは、前記先端硬性部側から遠ざかるほど小さくなることを特徴とするコンベックス型超音波内視鏡。

【請求項4】

前記超音波送受信面は、2種のピッチを含むことを特徴とする請求項3に記載のコンベ 20

ックス型超音波内視鏡。

【請求項 5】

前記先端硬性部が処置具を含む場合、前記処置具は、穿刺針であり、

前記先端硬性部が処置具挿通路を含む場合、前記処置具挿通路は穿刺針を挿通可能な通路であることを特徴とする請求項 1 から 4 の何れか 1 項に記載のコンベックス型超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、先端硬性部の先端側にコンベックス形の超音波送受信面を備えたコンベックス型超音波内視鏡に関する。

10

【背景技術】

【0002】

従来より、内視鏡の挿入部先端に超音波の送受信を行なう超音波送受信部を設け、この挿入部を体内に挿入して臓器等の観察・診断等を行なう超音波内視鏡が実用化されている。超音波内視鏡を用いて超音波診断を行う場合、内視鏡画像を例えば内視鏡観察用の表示装置の画面上に表示させる一方で、超音波画像を例えば超音波観察用の表示装置の画面上に表示させる。

【0003】

特許文献 1 には、超音波検査範囲をできるだけ広くするために、超音波トランスデューサを構成する所定数の超音波振動子を凸湾曲形状に配列することによってコンベックス電子走査が行われる超音波内視鏡が開示されている。

20

【0004】

一般に、コンベックス電子走査が行われる超音波内視鏡 100 では、図 8 に示すように挿入部 101 の先端側を構成する先端硬性部 102 の前方側に超音波振動子部 103 が突出して設けられている。先端硬性部 102 からは、処置具挿通路 104 が突出して設けられている。この処置具挿通路 104 を通過して導出される処置具 120 は、観察部位 121 に向けて導出されるようになっていく。符号 122 は導出線であり、処置具挿通路 104 から破線に示すように導出される処置具 120 の導出方向を示している。

【0005】

超音波振動子部 103 は、この超音波振動子部 103 の小型化を図る目的のため、曲率  $1/r_1$ 、例えば  $r_1 = 5\text{ mm}$  で形成され、実線に示す凸面に超音波送受信部 105 を有している。超音波内視鏡 100 の超音波振動子部 103 から放射される超音波は、先端硬性部 102 から遠位な超音波振動子部 103 の先端側に配置された超音波振動子 107 から放射されるものほど、超音波の音線と導出線 122 とのなす角度が平行に近づく。

30

【0006】

このため、超音波振動子部 103 の先端側から例えば破線に示す処置具 120 に向かって伝搬する超音波の音線密度が低くなって、処置具 120 の表面で反射される超音波の反射エコーが減少する。すると、例えば図 9 に示すように表示装置 123 の画面 124 に表示される超音波観察画像中に観察部位画像 125 と処置具画像 126 とが描出された場合、処置具先端部後方側画像 126 b と処置具中途部画像 126 a の識別を容易に行えるのに対して、観察部位画像 125 と、観察部位 121 に到達した処置具先端画像 126 d と、処置具先端部画像 126 c とを明瞭に識別することが困難であった。

40

【0007】

この不具合を解消する目的で、超音波内視鏡 100 の先端部に設ける超音波振動子部 103 の超音波送受信部 115 を図 8 の二点鎖線に示すように曲率  $1/r_1$  より小さな曲率  $1/r_2$ 、例えば  $r_2 = 8\text{ mm}$  で構成したとする。すると、超音波送受信部 115 から放射される超音波の音線と導出線 122 とのなす角度が、前記超音波送受信部 105 から放射される超音波の音線と導出線 122 とのなす角度に比べて大きくなる。即ち、超音波送受信部 115 の先端側から破線に示す処置具 120 に向かって放射された後、この処置具

50

120の表面で反射される超音波の反射エコーが増加する。

【0008】

すると、図10に示すように画面124に表示される超音波観察画像中に観察部位画像127と処置具画像128とが描出された場合、処置具先端部画像128c、処置具先端部後方側画像128b及び処置具中途部画像128aが明瞭に表示されるとともに、観察部位画像127と観察部位121に到達した処置具先端側画像128dとが明瞭に表示されて識別が容易になる。

【0009】

上述において、図8は異なる曲率の超音波振動子部を有する超音波内視鏡を説明する図、図9は曲率 $1/r_1$ の超音波振動子部を有する超音波内視鏡によって得られる超音波観察画像を説明する図、図10は曲率 $1/r_2$ の超音波振動子部を有する超音波内視鏡によって得られる超音波観察画像を説明する図である。

【特許文献1】特開2002-238906号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、超音波送受信部115の曲率を、超音波送受信部105の曲率より小さく設定することによって、超音波送受信部115が超音波送受信部105に比べて大型になる。そして、超音波送受信部115と先端硬性部102と先端湾曲駒108によって構成される先端硬質長L2が、超音波送受信部105と先端硬性部102と先端湾曲駒108によって構成される先端硬質長L1より長くなって、挿入性に支障を来すおそれがある。

【0011】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、挿入部の挿入性を損なうことなく、超音波観察画像中に表示される先端硬性部遠位側の描出能の向上を図ったコンベックス型超音波内視鏡を提供することを目的にしている。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明のコンベックス型超音波内視鏡は、超音波送受信部、および処置具または処置具挿通路を備える先端硬性部を含み、前記超音波送受信部の凸面側に設けられた超音波送受信面は、圧電素子の配列方向に2種以上の曲率を含み、前記曲率は、前記先端硬性部側から遠ざかるほど小さくしている。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、挿入部の挿入性を損なうことなく、超音波観察画像中に表示される先端硬性部遠位側の描出能の向上を図ったコンベックス型超音波内視鏡を実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。図1ないし図5は本発明の第1実施例に係り、図1は超音波内視鏡システムを説明する図、図2はコンベックス型の超音波振動子部を備える超音波内視鏡の先端部の構成を説明する斜視図、図3は超音波送受信部に曲率の異なる超音波走査面を有する超音波振動子部を説明する図、図4は図3の超音波振動子部が備える超音波振動子が受信した超音波エコーで得られる超音波観察画像を説明する図、図5は超音波送受信部に設けられる曲率の異なる超音波走査面の変曲点が先端側に位置する超音波振動子部を説明する図である。

【0015】

図1に示すように本実施形態の超音波内視鏡システム1は、超音波内視鏡2と、内視鏡観察装置3と、超音波観測装置4と、表示装置5と、光源装置6とを主に備えて構成されている。但し、本発明は図1に限定されず、光学観察機能を備えず超音波観察機能のみを備える超音波内視鏡も本発明に含まれる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 6 】

超音波内視鏡 2 は、コンベックス型の超音波振動子部 3 0 を備えるコンベックス型超音波内視鏡であって、超音波観測機能と内視鏡観察機能とを備えている。内視鏡観察装置 3 は、内視鏡観察機能の制御及びその出力信号を処理する。超音波観測装置 4 は、超音波観測機能の制御及びその出力信号を処理する。表示装置 5 は、例えば内視鏡観察装置 3 及び超音波観測装置 4 からの各信号を受け、適宜、内視鏡画像、或いは超音波断層像の少なくとも一方を表示する。光源装置 6 は、内視鏡観察を行うための照明光を供給するための光源（不図示）を備えている。符号 7 はビデオケーブル、符号 8 は超音波ケーブル、符号 9 は光源ケーブルである。

## 【 0 0 1 7 】

超音波内視鏡 2 は、体内に挿入される挿入部 1 1 と、この挿入部 1 1 の基端側に連設された操作部 1 2 と、この操作部 1 2 の側部から延出するユニバーサルケーブル 1 3 とを備え構成されている。符号 1 4 はコネクタ部 1 4 であり、ユニバーサルケーブル 1 3 の端部に設けられている。

## 【 0 0 1 8 】

挿入部 1 1 は、先端側から順に、硬質部材で形成された先端硬性部 1 6、湾曲自在に構成された湾曲部 1 7、可撓性を有する可撓管部 1 8 を連設して構成されている。可撓管部 1 8 の基端は、操作部 1 2 の先端側に連設されている。

## 【 0 0 1 9 】

操作部 1 2 は、アングルノブ 1 2 a、吸引ボタン 1 2 b、送気送水ボタン 1 2 c、複数の操作部材 1 2 d、及び鉗子起上ノブ 1 2 e 等を備えている。アングルノブ 1 2 a は、挿入部 1 1 の湾曲部 1 7 を上下方向、或いは左右方向に湾曲操作するためのノブである。吸引ボタン 1 2 b は、吸引操作を行なうためのボタンである。送気送水ボタン 1 2 c は、送気及び送水操作を行なうためのボタンである。複数の操作部材 1 2 d は、例えば表示装置 5 の表示切り換え指示、或いは、表示画像のフリーズ指示、リリース指示等を行なうための電氣的なスイッチである。鉗子起上ノブ 1 2 e は、後述する処置具起上台（図 2 の符号 2 5 参照）を操作するためのノブである。

## 【 0 0 2 0 】

また、操作部 1 2 には、処置具である後述する穿刺針（図 2 の符号 2 6 参照）等を体内へと導入するための処置具挿入口 1 9 が設けられている。挿入部 1 1 の内部には処置具挿通路が設けられており、処置具挿入口 1 9 は、処置具挿通路の挿入口になっている。

## 【 0 0 2 1 】

ユニバーサルケーブル 1 3 は、その内部に電気信号等を伝達する複数の信号線、或いは照明光用の光ファイバケーブル束等が挿通されている。ユニバーサルケーブル 1 3 の端部には、超音波内視鏡 2 に対する内視鏡観察装置 3、超音波観測装置 4、光源装置 6 等、装置間の接続をそれぞれ確保するためのコネクタ部 1 4 が設けられている。

## 【 0 0 2 2 】

内視鏡観察装置 3 と超音波内視鏡 2 とは、コネクタ部 1 4 に接続されるビデオケーブル 7 によって電氣的に接続される。超音波観測装置 4 と超音波内視鏡 2 とは、コネクタ部 1 4 に接続される超音波ケーブル 8 によって電氣的に接続される。光源装置 6 と超音波内視鏡 2 とは、コネクタ部 1 4 に接続される光源ケーブル 9 は光ファイバケーブルであって、光源装置 6 の光源からの照明光を超音波内視鏡 2 に導く。

## 【 0 0 2 3 】

なお、光源装置 6 は、超音波内視鏡 2 の先端傾斜面に設けられている後述する照明窓を介して超音波内視鏡 2 の前方を照明するための照明光を供給する。本実施形態においては、光源装置 6 は、内視鏡観察を行うための照明光を供給するための光源（不図示）を備える構成としている。しかし、内視鏡側に発光素子として例えば LED を備える超音波内視鏡である場合、光源装置 6 は LED に電力を供給する装置であり、照明光を供給するための光源は不要である。

## 【 0 0 2 4 】

10

20

30

40

50

図2に示すように先端硬性部16の先端傾斜面16aには先端開口21、照明窓22、観察窓23が設けられている。先端開口21は、処置具挿通路24の導出口である。先端開口21には処置具起上台25が配設されている。処置具起上台25には図示しない操作ワイヤが接続されている。鉗子起上ノブ12eを操作することによって、操作ワイヤが牽引されて、処置具起上台25の傾倒角度が変化する。このことによって、処置具挿通路24から導出される穿刺針26の導出角度の調整を行えるようになっている。なお、符号40は導出線であり、処置具挿通路24から導出される穿刺針26の導出方向を示している。

【0025】

照明窓22は、照明光学系を構成する。この照明窓22の基端面側には例えば図示しない光ファイバケーブル束の先端面が臨まれている。観察窓23は、観察光学系を構成する。この観察窓23の基端側には図示しない複数の光学レンズ及び撮像素子等が配設されている。撮像素子は、観察用の内視鏡画像を表示するための画像信号を生成するのに寄与する撮像信号を取得する。

10

【0026】

内視鏡観察装置3は、超音波内視鏡2に設けられている撮像素子を駆動制御することで、この撮像素子から伝送される撮像信号を受けて各種の信号処理を行ない内視鏡観察画像用の映像信号を生成する。

なお、超音波内視鏡2において、撮像素子の観察方向と、処置具チャンネルの先端開口の向く方向とが、内視鏡挿入軸に対して略並行となるように配置されている。符号27は湾曲ゴムである。

20

【0027】

図2、図3に示すように超音波内視鏡2の超音波振動子部30は、先端硬性部16の先端側から前方に向かって突出して連結されている。超音波振動子部30は、所定の超音波観測領域を有する超音波送受信部31を備えている。

【0028】

超音波送受信部31は、例えば先端硬性部16側に配置される第1振動子モジュール32と、先端硬性部16の遠位側に配置される第2振動子モジュール33とで構成されている。第1振動子モジュール32と、第2振動子モジュール33とは接着、或いは接合によって一体に構成されている。第1振動子モジュール32と第2振動子モジュール33とは絶縁されている。符号50は接合面である。

30

【0029】

第1振動子モジュール32及び第2振動子モジュール33には、超音波を送受する所定の数の超音波振動子37が先端硬性部16側から超音波送受信部31の先端に向かって所定ピッチで配列されている。超音波振動子37は、音響レンズ、圧電素子、整合層等を備えて、体壁より内部の超音波断層画像を生成するのに寄与する超音波信号を取得し得るよう構成されている。符号39は複数の同軸ケーブルであり、複数の同軸ケーブル39は複数の超音波振動子37のそれぞれに一端が接続されて、操作部12側に向かって導出されている。

【0030】

複数の超音波振動子37は、振動子モジュール32、33の凸型の円弧を形成するように配列されて、超音波送受信部31の凸面側に備えられる超音波送受信面34を形成している。

40

【0031】

図3に示すように本実施形態の超音波送受信面34は、第1振動子モジュール32が備える第1超音波送受信面35と、第2振動子モジュール33が備える第2超音波送受信面36とで構成されている。第1超音波送受信面35は、第1振動子モジュール32に配列された超音波振動子37によって第1の曲率(1/R1)に構成されている。第2超音波送受信面36は、第2振動子モジュール33に配列された超音波振動子37によって第2の曲率(1/R2)に構成されている。第2の曲率は、第1の曲率よりも小さく設定されている。

50

## 【 0 0 3 2 】

第 1 超音波送受信面 3 5 は、曲率半径 R 1 の凸型の円弧であり、第 2 超音波送受信面 3 6 は曲率半径 R 2 の凸型の円弧であり、 $R 1 < R 2$  を満たす。

## 【 0 0 3 3 】

R 1 と R 2 の組み合わせとしては特に限定されないが、下記表 1 に示す組み合わせを例示することができる。

【表 1】

R 1	R 2
5 mm	8 mm
4 mm	8 mm
3 mm	8 mm
4 mm	5 mm
3 mm	5 mm

10

## 【 0 0 3 4 】

第 1 超音波送受信面 3 5 と第 2 超音波送受信面 3 6 とは変曲点 3 8 で連続する曲面として構成されている。つまり、超音波送受信面 3 4 は、先端硬性部 1 6 側から超音波振動子 3 7 の配列方向に、第 1 の曲率の第 1 超音波送受信面 3 5 と、第 2 の曲率の第 2 超音波送受信面 3 6 とを連続して備えて構成されている。

20

## 【 0 0 3 5 】

本実施形態において、変曲点 3 8 は、超音波送受信面 3 4 を構成する第 1 超音波振動子 3 7 F と、最終超音波振動子 3 7 L との中間位置に設定されている。このことによって、変曲点 3 8 より前方側に配置された第 2 超音波送受信面 3 6 の超音波振動子 3 7 から放射される超音波の音線と導出線 4 0 とのなす角度が、変曲点 3 8 より後方側に例えば配置される第 1 超音波送受信面 3 5 の超音波振動子 3 7 から放射される超音波の音線と導出線 4 0 とのなす角度に比べて大きくなるので、目的観察部位 1 0 及び破線に示すように目的観察部位 1 0 に到達した穿刺針 2 6 の表面で反射される超音波の反射エコーが増加する。

30

## 【 0 0 3 6 】

図 1 に示した超音波観測装置 4 は、超音波内視鏡 2 の超音波送受信部 3 1 を構成する振動子モジュール 3 2、3 3 に備えられている各超音波振動子 3 7 をそれぞれ駆動制御することで、所定の周波数の超音波を目的観察部位 1 0 に向けて送信すると共に、目的観察部位から反射する超音波エコーを受信して得られる電気信号を各超音波振動子 3 7 から受けて、各種の信号処理を行って超音波断層像用の映像信号を生成する。具体的に本実施形態においては、第 1 振動子モジュール 3 2 によって得られた第 1 の超音波断層像用の映像信号と、第 2 振動子モジュール 3 3 によって得られる第 2 の超音波断層像用の映像信号とを生成し、その後、第 1 の超音波断層像用の映像信号と第 2 の超音波断層像用の映像信号と合成して、超音波送受信部 3 1 によって得られた超音波断層像用の映像信号を生成する。

40

## 【 0 0 3 7 】

表示装置 5 は、超音波観測装置 4 及び内視鏡観察装置 3 により生成された各映像信号を受けて各対応する観察用画像、即ち超音波断層像、又は内視鏡画像を適宜切り換え、若しくは同時に画面 5 a 上に表示する。

## 【 0 0 3 8 】

上述のように構成した超音波内視鏡 2 を備える超音波内視鏡システム 1 の作用例を説明する。

## 【 0 0 3 9 】

穿刺針 2 6 を使用して病変部位等、目的観察部位の組織あるいは細胞を採取して病理診

50

断を行う必要がある場合、穿刺針 2 6 の針先を目的観察部位に正確に穿刺するため、超音波ガイド下で穿刺を行う。

【 0 0 4 0 】

その際、術者は、表示装置 5 の画面 5 a に表示される体内の内視鏡画像を観察して超音波内視鏡 2 の挿入部 1 1 を、穿刺を行う目的観察部位近傍まで挿入する。超音波内視鏡 2 の挿入部 1 1 が目的観察部位に到達したなら超音波観測装置 4 を超音波観測状態にする。すると、超音波内視鏡 2 の超音波送受信部 3 1 を構成する曲率の異なる第 1 超音波送受信面 3 5 及び第 2 超音波送受信面 3 6 を構成する各超音波振動子 3 7 から超音波が放射される一方、各超音波振動子 3 7 で体内で反射した前記超音波のエコー信号を受信する。各超音波振動子 3 7 で受信されたエコー信号は、超音波観測装置 4 内に伝送されて超音波観察画像信号に処理されて、表示装置 5 の画面 5 a にモノクロの B モード像が表示される。

10

【 0 0 4 1 】

ここで、術者は、超音波内視鏡 2 の湾曲部 1 7 等を湾曲させる手元操作を行って超音波振動子部 3 0 の位置を調整し、画面 5 a 上に穿刺を行う目的観察部位 1 0 の目的部位画像 4 2 を表示させる。また、術者は、必要に応じて血管の走行状態を確認するために、カラー Doppler 像を画面 5 a 上に表示させて、穿刺の際に血管を傷つけないように位置調整を行う。

【 0 0 4 2 】

その後、術者は、穿刺針 2 6 を超音波内視鏡 2 の処置具挿入口 1 9 から処置具挿通路 2 4 を介して体内に突出させる。そして、鉗子起上ノブ 1 2 e を適宜操作して、穿刺針 2 6 の突出角度を調整した後、穿刺針 2 6 を目的観察部位 1 0 に穿刺する。

20

【 0 0 4 3 】

すると、上述したように変曲点 3 8 より前方側に配置された第 2 超音波送受信面 3 6 の超音波振動子 3 7 から放射されて目的観察部位 1 0 及び穿刺針 2 6 の表面で反射される超音波の反射エコーが増加したことによって、図 4 に示すように表示装置 5 の画面 5 a に表示されている超音波観察画像 4 1 中に目的観察部位 1 0 の目的部位画像 4 2 と穿刺針画像 4 3 とが識別可能に明瞭に描出される。具体的に、穿刺針画像 4 3 は、観察部位に到達した穿刺針先端側画像 4 4 と、観察部位には到達していない穿刺針先端部を表す穿刺針先端部画像 4 5 と、穿刺針先端部後方画像 4 6、穿刺針中途部画像 4 7 とに分かれて明瞭に描出される。

30

【 0 0 4 4 】

術者は、画面 5 a に表示されている超音波観察画像 4 1 から、穿刺針 2 6 の針先 2 6 a が目的観察部位 1 0 に対して所望の状態で穿刺されていることを確認後、吸引を行い、穿刺針 2 6 の針管内に生体組織を取り込む。そして、生体組織の取り込みを完了した後、穿刺針 2 6 を超音波内視鏡 2 から抜去する。

【 0 0 4 5 】

このように、超音波送受信部の超音波送受信面を、曲率の異なる複数の超音波送受信面を連続して設け、曲率の小さな超音波送受信面をより先端硬性部より遠位側に配設して構成する。このことによって、表示装置の画面上に、処置具挿通路から導出される穿刺針の穿刺針画像、及び処置具挿通開口から導出されて例えば目的観察部位に穿刺された穿刺針の穿刺針画像を明瞭に描出することができる。

40

【 0 0 4 6 】

また、超音波送受信部の超音波送受信面を、先端硬性部側に設けられる第 1 の曲率で構成した第 1 超音波送受信面と、この第 1 超音波送受信面に連続する第 1 の曲率より小さな第 2 の曲率で構成した第 2 超音波送受信面とを連続して設けて構成する。このことによって、曲率の異なる複数の超音波送受信面を連続して設けて構成される超音波送受信部によって得られる超音波断層像用の映像信号を生成するプログラムを容易に組むことができる。

【 0 0 4 7 】

さらに、第 1 の曲率で構成した第 1 超音波送受信面と、この第 1 超音波送受信面に連続

50

する第1の曲率より小さな第2の曲率で構成した第2超音波送受信面とを連続して設けて構成された超音波送受信部の大きさが、第1の曲率だけで形成した超音波送受信面を備える超音波送受信部の大きさと略同じ大きさであるので、超音波内視鏡の挿入性が損なわれることを防止することができる。

【0048】

なお、本実施形態においては、超音波送受信部の超音波送受信面に曲率の異なる2つの超音波送受信面を設け、曲率の小さな超音波送受信面を先端硬性部より遠位側に配置する構成を示している。しかし、超音波送受信部の構成はこの構成に限定されるものではなく、超音波送受信部に2つ以上の曲率の異なる超音波送受信面を設け、超音波送受信面の曲率を先端硬性部から遠ざかるにしたがって小さくなるように設定したものであればよい。

10

【0049】

また、本実施形態においては、変曲点38を超音波送受信面34を構成する第1超音波振動子37Fと、最終超音波振動子37Lとの中間位置に設定するとしている。しかし、変曲点38の位置は、中間位置に限定されるものではなく図5に示すように変曲点38の位置より前方側に変曲点38Aを設けて超音波送受信部31Aを構成してもよい。超音波送受信部31Aは、第1振動子モジュール32Aと第2振動子モジュール33Aとで構成され、第1超音波振動子37Fと、最終超音波振動子37Lとの中間位置よりも最終超音波振動子側である超音波振動子37mと超音波振動子37nとの間に変曲点38Aを備えている。この超音波送受信部31Aの大きさは、破線で示す前記超音波送受信部31の大きさより小さい。このことによって、上述と同様の作用及び効果を得ることができる。

20

また、処置具挿通路24から体内に導出される処置具は穿刺針26の他に例えばガイドワイヤ等がある。

【0050】

図6及び図7は本発明の第2実施形態に係り、図6は超音波送受信部にピッチの異なる超音波走査面を有する超音波振動子部を説明する図、図7は図6の超音波振動子部が備える超音波振動子が受信した超音波エコーで得られる超音波観察画像を説明する図である。

【0051】

図6に示すように超音波内視鏡2の先端硬性部16の先端側から前方に向かって突出している超音波振動子部30は、所定の超音波観測領域を有する超音波送受信部31Bを備えている。

30

【0052】

超音波送受信部31Bは、例えば先端硬性部16側に配置される第1振動子モジュール32Bと、先端硬性部16の遠位側に配置される第2振動子モジュール33Bとで構成されている。

【0053】

第1振動子モジュール32Bには、超音波を送受する所定の数の超音波振動子37が先端硬性部16側から第2振動子モジュール33Bとの接合面50に向かって第1のピッチ(P1)で配列されている。これに対して第2振動子モジュール33Bには、超音波を送受する所定の数の超音波振動子37が第1振動子モジュール32Bとの接合面50から先端に向かって第2のピッチ(P2)で配列されている。第2振動子モジュール32Bに配列された超音波振動子37の第2のピッチは、第1振動子モジュール32Bに配列された超音波振動子37の第1のピッチより小さく設定されている。

40

【0054】

複数の超音波振動子37は、振動子モジュール32B、33Bの凸型の円弧を形成するように配列されて、超音波送受信部31Bの凸面側に備えられる超音波送受信面34Bを形成している。なお、第1振動子モジュール32Bの第1超音波送受信面35Aの曲率と第2振動子モジュール33Bの第2超音波送受信面36Aの曲率とは同一、例えばR1に設定されている。

【0055】

なお、第1のピッチと第2のピッチとの比は特に限定されるものではないが、P2:P

50

1の比を1:2から1:1の間に設定することが好ましい。

【0056】

本実施形態において超音波送受信面34Bは、先端硬性部16側から超音波振動子37の配列方向に、第1のピッチで超音波振動子37を配列した第1超音波送受信面35Bと、第1のピッチより狭ピッチである第2のピッチで超音波振動子37を配列した第2超音波送受信面36Bとを連続して備えて構成されている。本実施形態において、ピッチ変更点51は、超音波走査範囲を二分割する位置に設定している。その他の構成は前記第1実施形態と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

【0057】

このことによって、ピッチ変更点51より前方側に配置された第2超音波送受信面36Bから目的観察部位10及び破線に示すように導出された穿刺針26に向かって放射される実線に示す超音波の音線の数、ピッチ変更点51より前方側に配置される第1のピッチで配列された超音波振動子37から破線に示すように放射される超音波の音線の数に比べて増大する。つまり、穿刺針26に向かって伝搬する超音波の音線密度が高くなって、目的観察部位10及び穿刺針26の表面で反射される超音波の反射エコーが増加する。

10

【0058】

したがって、図7に示すように表示装置5の画面5aに表示されている超音波観察画像41中に目的観察部位の目的部位画像42と穿刺針画像43とが識別可能に明瞭に描出される。具体的に、穿刺針画像43は、観察部位に到達した穿刺針先端側画像44と、観察部位には到達していない穿刺針先端部を表す穿刺針先端部画像45と、穿刺針先端部後方画像46、穿刺針中途部画像47とに分かれて明瞭に描出される。

20

【0059】

このように、超音波送受信部の超音波送受信面を、超音波振動子を配列するピッチが異なる複数の超音波送受信面を連続して設けて構成し、超音波振動子を狭ピッチで配列して構成される超音波送受信面をより先端硬性部より遠位側に配設する。このことによって、処置具挿通路から導出される穿刺針の穿刺針画像、及び処置具挿通開口から導出されて例えば目的観察部位に穿刺された穿刺針の穿刺針画像を明瞭に表示装置の画面上に描出することができる。

【0060】

また、超音波送受信部の超音波送受信面を、先端硬性部側に設けられる超音波振動子を第1のピッチで配列して構成した第1超音波送受信面と、この第1超音波送受信面に連続する第1のピッチより小さな第2のピッチで超音波振動子を配列して構成した第2超音波送受信面とで構成する。このことによって、複数の異なるピッチで超音波振動子を配列して構成された超音波送受信面を連続して設けた超音波送受信部によって得られる超音波断層像用の映像信号を生成するプログラムを容易に組むことができる。

30

【0061】

なお、本実施形態においては、第1振動子モジュール32Bの第1超音波送受信面35の曲率と第2振動子モジュール33Bの第2超音波送受信面36の曲率とを同一に設定し、第2超音波送受信面36を構成する複数の超音波振動子37の第2のピッチを、第1超音波送受信面35を構成する複数の超音波振動子37の第1のピッチより小さく設定している。しかし、前記第1実施形態で示したように第2振動子モジュール33Bの第2超音波送受信面36の曲率を第1振動子モジュール32Bの第1超音波送受信面35の曲率より小さく設定して、かつ、第2超音波送受信面36を構成する複数の超音波振動子37の第2のピッチを、第1超音波送受信面35Aを構成する複数の超音波振動子37の第1のピッチより小さく設定することによって、処置具挿通路から導出される穿刺針の穿刺針画像、及び処置具挿通開口から導出されて例えば目的観察部位に穿刺された穿刺針の穿刺針画像を、より明瞭に表示装置の画面上に描出することができる。

40

【0062】

また、本実施形態においては、ピッチ変更点51を超音波走査範囲を二分割する位置としている。しかし、ピッチ変更点は、超音波走査範囲を二分割する位置に限定されるもの

50

ではなく、超音波走査範囲を三分割する前方側或いは後方側などピッチ変更点51と異なる位置にピッチ変更点を設けるようにしてもよい。

【0063】

さらに、本実施形態においては、超音波送受信部の超音波送受信面にピッチの異なる2つの超音波送受信面を設け、ピッチの小さな超音波送受信面を先端硬性部より遠位側に配置する構成を示している。しかし、超音波送受信部の構成はこの構成に限定されるものではなく、超音波送受信部に2つ以上のピッチの異なる超音波送受信面を設け、超音波送受信面のピッチを先端硬性部から遠ざかるにしたがって小さくなるように設定したものであればよい。

【0064】

尚、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【図面の簡単な説明】

【0065】

【図1】図1ないし図5は本発明の第1実施例に係り、図1は超音波内視鏡システムを説明する図

【図2】コンベックス型の超音波振動子部を備える超音波内視鏡の先端部の構成を説明する斜視図

【図3】超音波送受信部に曲率の異なる超音波走査面を有する超音波振動子部を説明する図

【図4】図3の超音波振動子部が備える超音波振動子が受信した超音波エコーで得られる超音波観察画像を説明する図

【図5】超音波送受信部に設けられる曲率の異なる超音波走査面の変曲点が先端側に位置する超音波振動子部を説明する図

【図6】図6及び図7は本発明の第2実施形態に係り、図6は超音波送受信部にピッチの異なる超音波走査面を有する超音波振動子部を説明する図

【図7】図6の超音波振動子部が備える超音波振動子が受信した超音波エコーで得られる超音波観察画像を説明する図

【図8】異なる曲率の超音波振動子部を有する超音波内視鏡を説明する図

【図9】曲率1/r1の超音波振動子部を有する超音波内視鏡によって得られる超音波観察画像を説明する図

【図10】曲率1/r2の超音波振動子部を有する超音波内視鏡によって得られる超音波観察画像を説明する図

【符号の説明】

【0066】

- 1 ... 超音波内視鏡システム
- 2 ... 超音波内視鏡
- 3 ... 内視鏡観察装置
- 4 ... 超音波観測装置
- 5 ... 表示装置
- 5 a ... 画面
- 7 ... ビデオケーブル
- 8 ... 超音波ケーブル
- 9 ... 光源ケーブル
- 10 ... 目的観察部位
- 11 ... 挿入部
- 12 ... 操作部
- 12 a ... アンクルノブ
- 12 b ... 吸引ボタン
- 12 c ... 送気送水ボタン

10

20

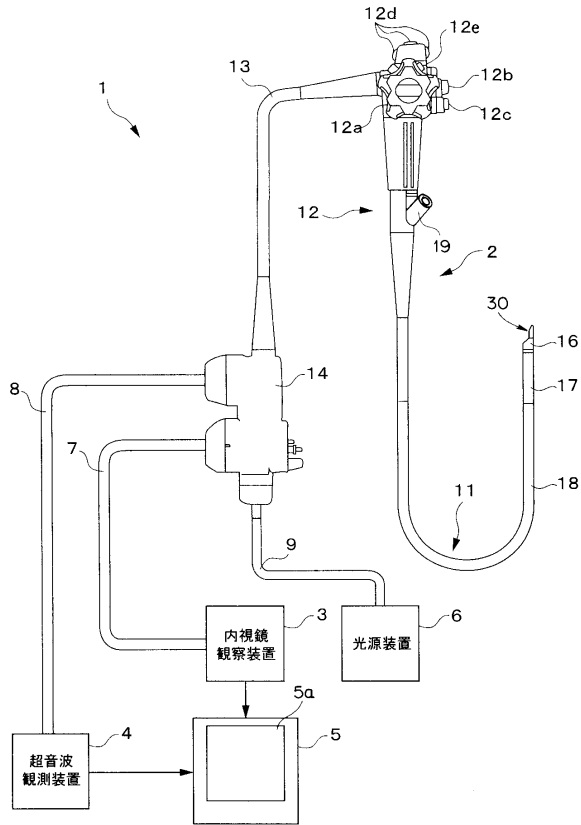
30

40

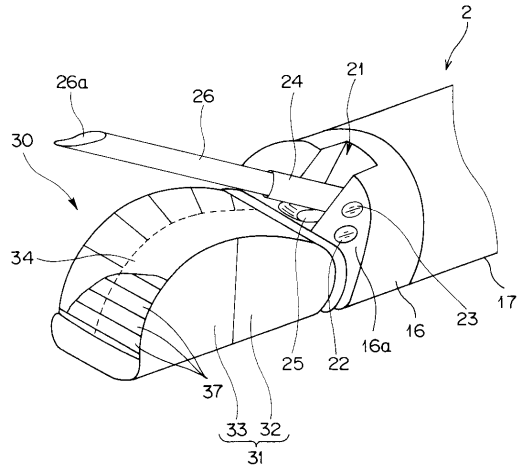
50

1 2 d ... 操作部材	
1 2 e ... 鉗子起上ノブ	
1 3 ... ユニバーサルケーブル	
1 4 ... コネクタ部	
1 6 ... 先端硬性部	
1 6 a ... 先端傾斜面	
1 7 ... 湾曲部	
1 7 f ... 先端湾曲駒	
1 8 ... 可撓管部	
1 9 ... 処置具挿入口	10
2 1 ... 先端開口	
2 2 ... 照明窓	
2 3 ... 観察窓	
2 4 ... 処置具挿通路	
2 5 ... 処置具起上台	
2 6 ... 穿刺針	
2 6 a ... 針先	
2 7 ... 湾曲ゴム	
3 0 ... 超音波振動子部	
3 1 ... 超音波送受信部	20
3 2 ... 第1振動子モジュール	
3 3 ... 第2振動子モジュール	
3 4 ... 超音波送受信面	
3 5 ... 第1超音波送受信面	
3 6 ... 第2超音波送受信面	
3 7 ... 超音波振動子	
3 7 F ... 超音波振動子	
3 7 L ... 最終超音波振動子	
3 8 ... 変曲点	
3 9 ... 複数の同軸ケーブル	30
4 0 ... 導出線	
4 1 ... 超音波観察画像	
4 2 ... 目的部位画像	
4 3 ... 穿刺針画像	
4 4 ... 穿刺針先端側画像	
4 5 ... 穿刺針先端部画像	
4 6 ... 穿刺針先端部後方画像	
4 7 ... 穿刺針中途部画像	
5 0 ... 接合面	
5 1 ... ピッチ変更点	40

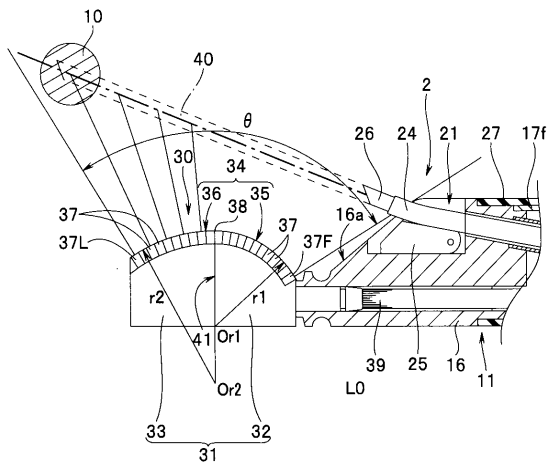
【図1】



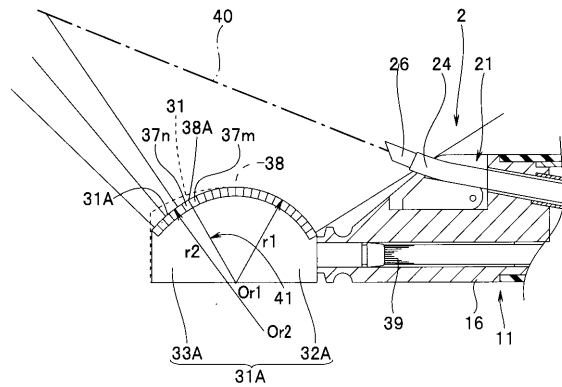
【図2】



【図3】

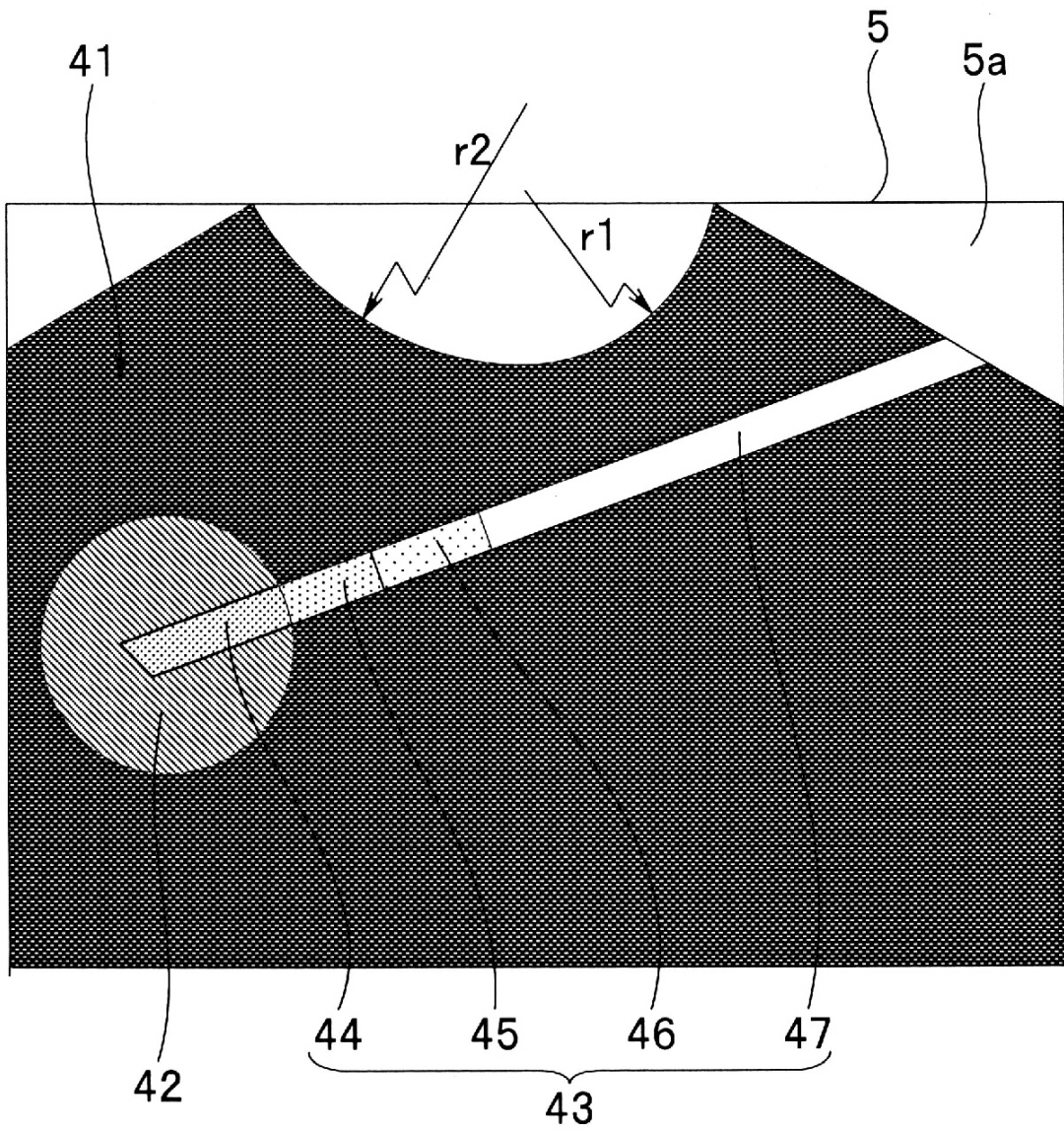


【図5】

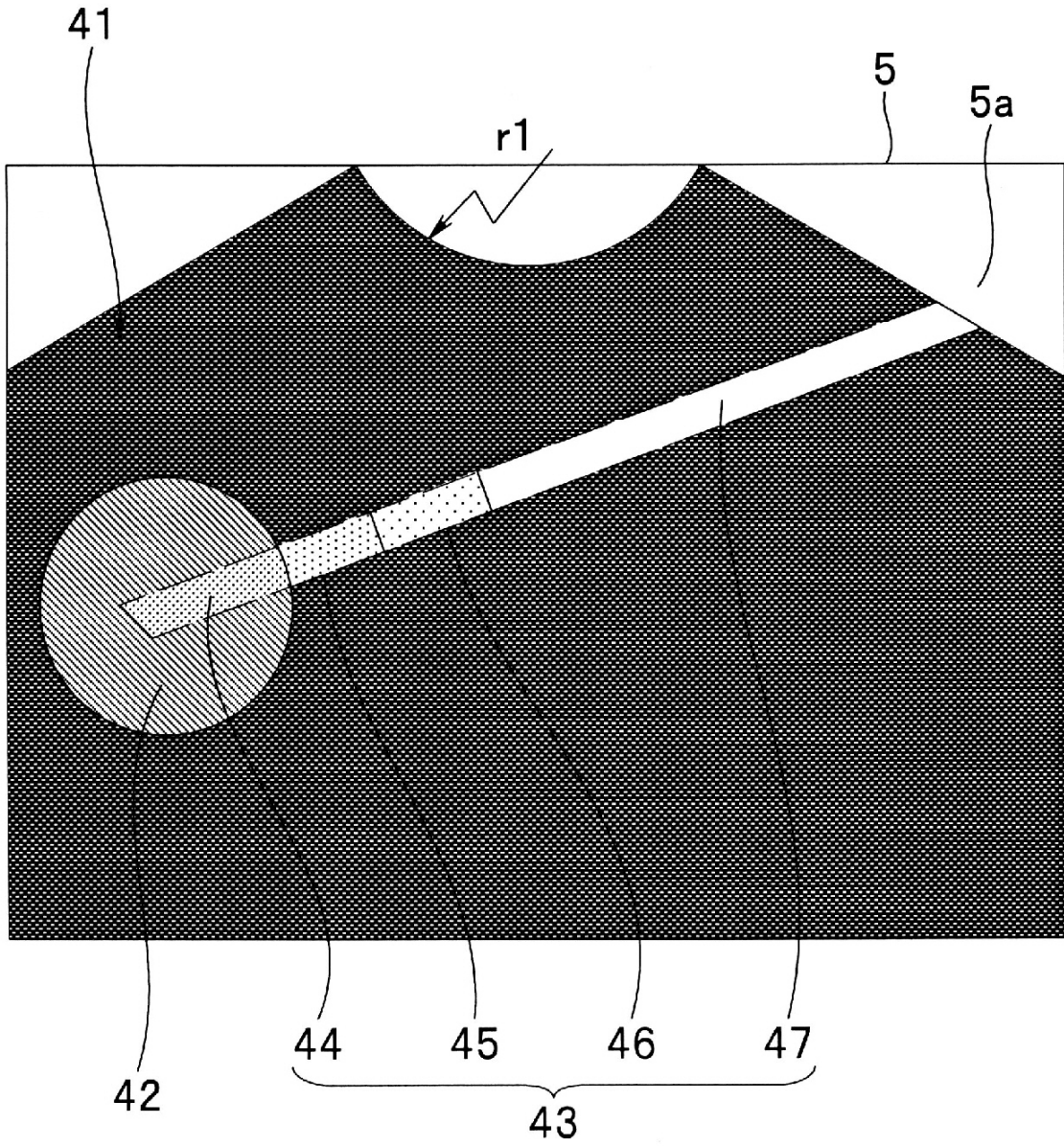




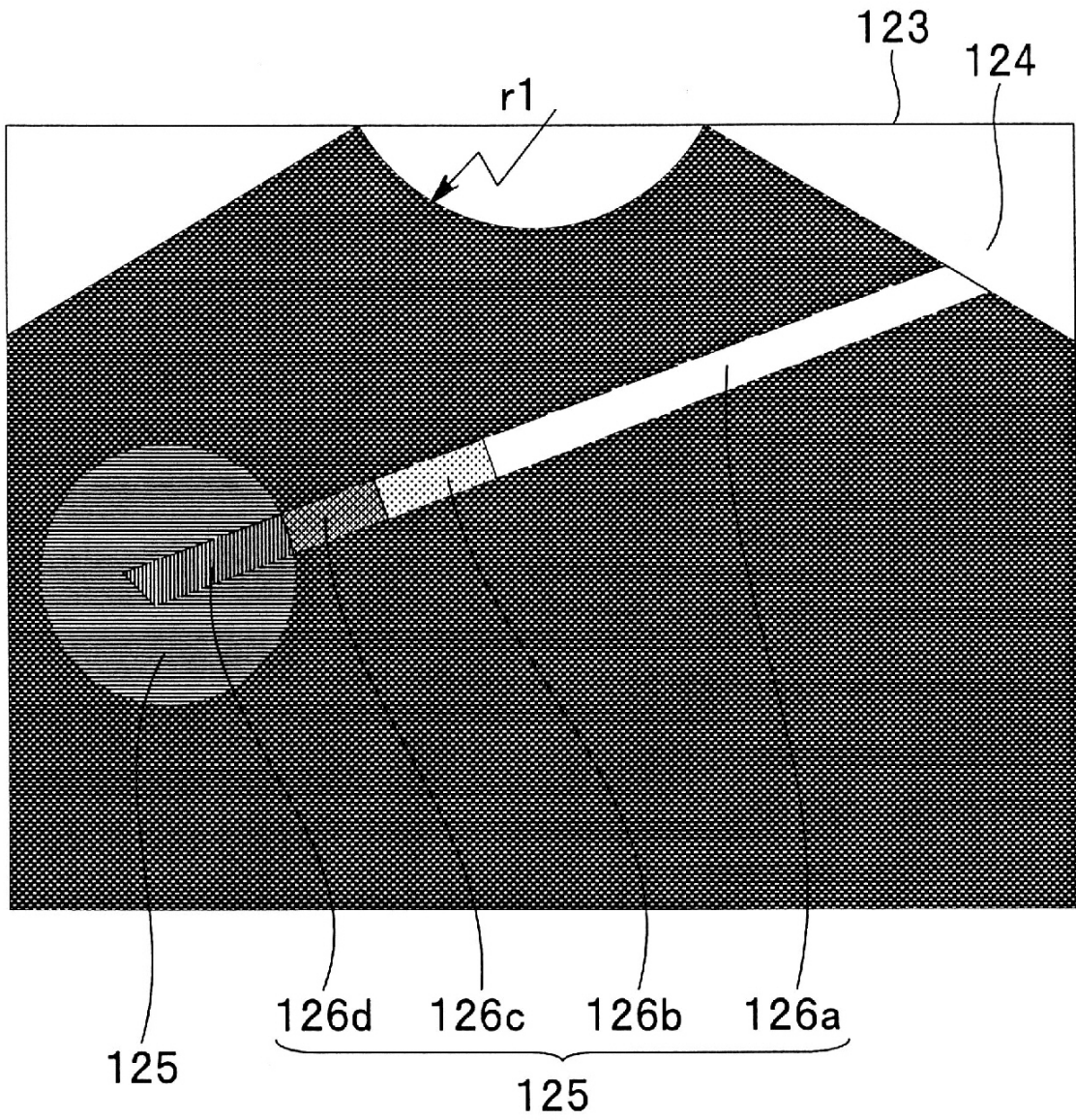
【図4】



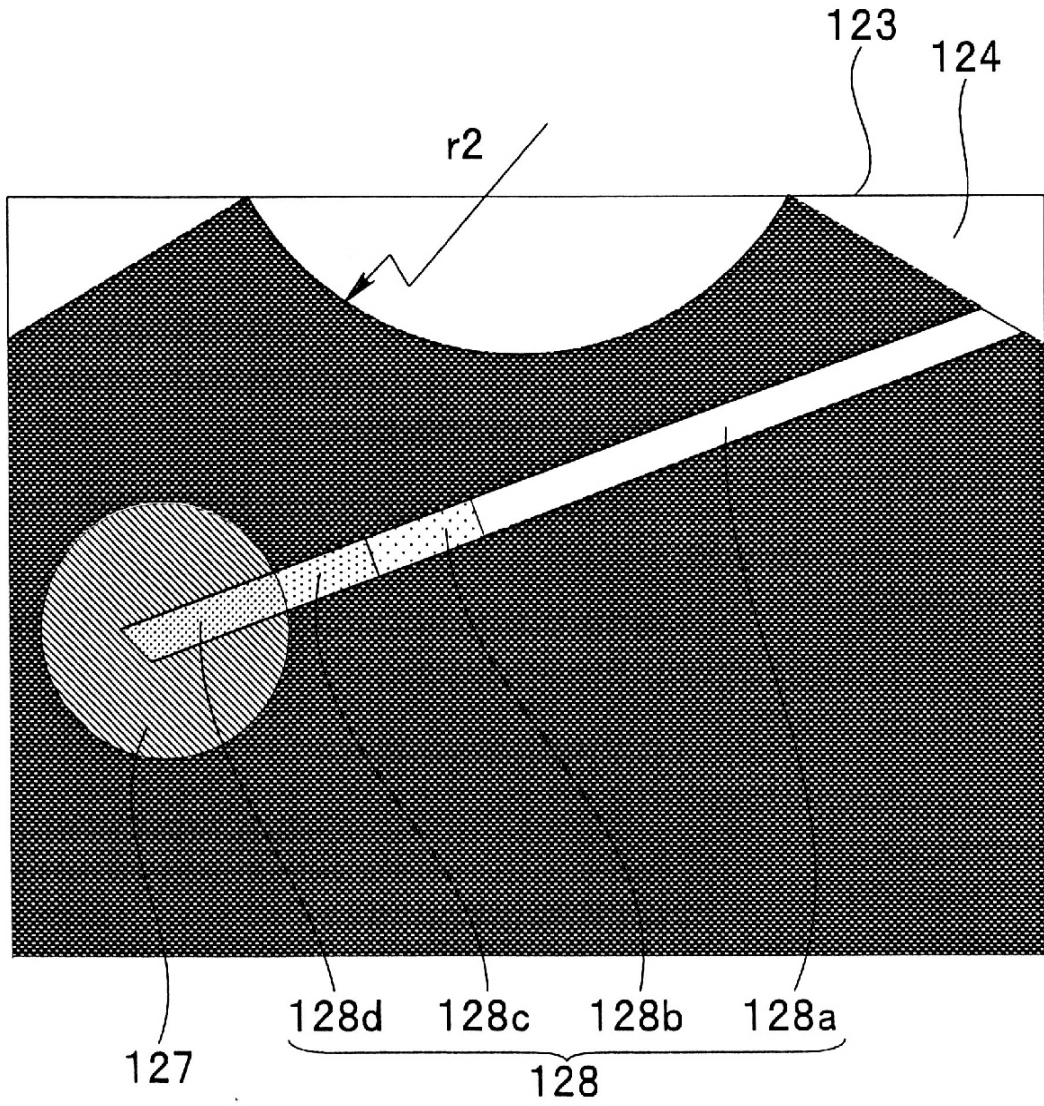
【図7】



【図9】



【図10】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 4 - 9 0 7 4 8 ( J P , A )  
特開平 5 - 1 9 2 3 3 7 ( J P , A )  
特開平 8 - 2 2 9 0 3 4 ( J P , A )  
特開平 9 - 8 4 7 4 7 ( J P , A )  
特開平 9 - 1 3 5 4 9 8 ( J P , A )  
特開2 0 0 0 - 4 1 9 8 5 ( J P , A )  
特開2 0 0 5 - 3 2 4 0 7 2 ( J P , A )  
特開2 0 0 7 - 2 6 0 3 8 1 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 8 / 1 2

专利名称(译)	凸型超声波内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP5165499B2</a>	公开(公告)日	2013-03-21
申请号	JP2008210073	申请日	2008-08-18
[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	佐藤直 堀川義人		
发明人	佐藤 直 堀川 義人		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB22 4C601/EE03 4C601/FE01 4C601/FF05 4C601/GB04 4C601/KK12		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2010042210A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种凸型超声波内窥镜，其能够提高超声波观察图像中显示的远端硬质部分的远端侧的描绘能力，而不会降低插入部分的插入性能。解决方案：凸型超声波内窥镜2包括具有超声波发射和接收部分31的超声波振动器部分30和具有治疗仪器插入通道24的远端硬质部分16，处理器械例如穿刺针26连接到治疗器械插入通道24。超声波振动器部分30通过。布置在超声波发射和接收部分31的凸面上的超声波发射和接收表面34包括在超声波振动器37的布置方向上具有两种或更多种曲率并具有压电元件的超声波发射和接收表面35和36。随着超声波发射和接收表面变得远离远端硬质部分16，曲率变小

R 1	R 2
5 mm	8 mm
4 mm	8 mm
3 mm	8 mm
4 mm	5 mm
3 mm	5 mm