

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02010/029906

発行日 平成24年2月2日 (2012.2.2)

(43) 国際公開日 平成22年3月18日 (2010.3.18)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 41 頁)

(19) 出願番号 特願2010-512450 (P2010-512450)
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2009/065627
 (22) 国際出願日 平成21年9月8日 (2009.9.8)
 (11) 特許番号 特許第4581036号 (P4581036)
 (45) 特許公報発行日 平成22年11月17日 (2010.11.17)
 (31) 優先権主張番号 12/207150
 (32) 優先日 平成20年9月9日 (2008.9.9)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(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43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 仁科 研一
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 中里 威晴
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 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

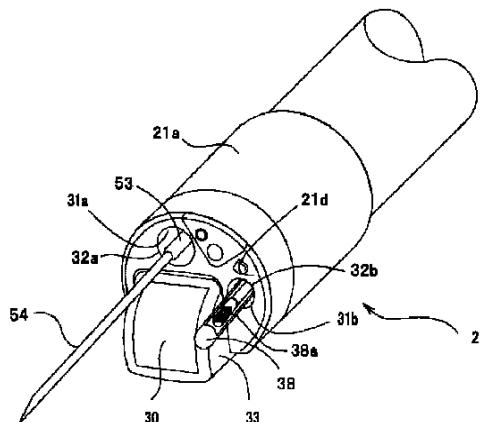
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波内視鏡システム、超音波プローブ及び超音波内視鏡

(57) 【要約】

[図3]

超音波内視鏡が目的部位に到達すると、穿刺針を第1の超音波画像の走査範囲に位置させる。これにより、第1の超音波画像上に穿刺針の像を描出する。更に、穿刺針に超音波プローブを挿入して、穿刺針を介して超音波プローブの超音波振動子を目的部位内に配置する。そして、超音波プローブを駆動して第2の超音波画像を描出する。この第2の超音波画像によって、穿刺針が穿刺された目的部位内部の詳細な観測が可能である。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定の観測領域を有する第1の超音波観測部と、

前記第1の超音波観測部で観測された観測結果に基づいて第1の超音波画像を表示可能な第1の超音波画像生成部と、

前記第1の超音波観測部の前記観測領域に対して挿抜可能な先端針状のガイド部材と、

10

前記ガイド部材に挿通可能な外径を有する第2の超音波観測部と、

前記第2の超音波観測部で観測された観測結果に基づいて第2の超音波画像を表示可能な第2の超音波画像生成部と

を具備した超音波内視鏡システム。

【請求項 2】

前記第2の超音波観測部は、前記ガイド部材に挿通可能な第1の超音波プローブによって構成されることを特徴とする請求項1に記載の超音波内視鏡システム。

20

【請求項 3】

前記ガイド部材は、超音波反射部を有することを特徴とする請求項1または2に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第1の超音波プローブは、超音波振動子を前記ガイド部材の挿入軸を中心に回転しながら超音波走査することができるることを特徴とする請求項2に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第2の超音波観測部は、前記第1の超音波観測部の超音波周波数よりも高い超音波周波数で超音波観測することができるることを特徴とする請求項1～4のいずれか1つに記載の超音波内視鏡システム。

30

【請求項 6】

先端に硬さセンサを有し前記ガイド部材に挿通可能なスタイルットを有することを特徴とする請求項1～5のいずれか1つに記載の超音波内視鏡システム。

【請求項 7】

前記硬さセンサの検出結果に基づく硬さ情報を表示する表示部を有することを特徴とする請求項6に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項 8】

前記表示部は、前記第1の超音波画像と前記硬さ情報を同一表示画面上に表示することを特徴とする請求項7に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項 9】

前記表示部は、前記第1の超音波画像中に描出される前記ガイド部材の像の動きに対応させて前記硬さ情報をリアルタイムに同一表示画面上に表示することを特徴とする請求項

50

8 に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項 1 0】

前記ガイド部材は、先端側に超音波反射部を有することを特徴とする請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 つに記載の超音波内視鏡システム。

【請求項 1 1】

所定の観測領域を有する第 1 の超音波観測部と、

前記第 1 の超音波観測部に対して所定の位置関係で設けられる所定量突出した突出部と 10

、
前記第 1 の超音波観測部の前記所定の観測領域に対して挿抜自在な穿刺針と、

前記第 1 の超音波観測部と前記所定の観測領域に挿脱自在でかつ前記突出部が走査可能な超音波観察面を有する超音波プローブと、

前記第 1 の超音波観測部の観測結果に基づく第 1 の超音波画像と前記超音波プローブの観測結果に基づく第 2 の超音波画像とを表示可能な超音波画像生成部と 20

を具備したことを特徴とする超音波内視鏡システム。

【請求項 1 2】

超音波内視鏡の挿入部先端面に設けられて、所定の観測領域を有する第 1 の超音波観測部と、

前記挿入部先端面に第 1 の開口を有し、穿刺針が挿通される第 1 の処置具チャンネルと 20
、
前記挿入部先端面に第 2 の開口を有する第 2 の処置具チャンネルと、

前記第 2 の処置具チャンネルに挿通され前記第 2 の開口から突出した超音波プローブと 30
、
前記挿入部先端面から前記超音波プローブの走査範囲に突出する突出部と、

前記第 1 の超音波観測部の観測結果に基づく第 1 の超音波画像と前記超音波プローブの観測結果に基づく第 2 の超音波画像とを表示可能な超音波画像生成部と

を具備したことを特徴とする超音波内視鏡システム。 40

【請求項 1 3】

前記突出部は、前記第 1 の超音波観測部によって構成されることを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項 1 4】

前記超音波画像生成部は、前記第 2 の超音波画像中に描出された前記突出部の像の前記第 2 の超音波画像中の位置を画像認識処理によって求め、求めた位置に基づいて前記第 2 の超音波画像の上下方向を前記挿入部先端面の上下方向に一致させることを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波内視鏡システム。 50

【請求項 15】

前記超音波画像生成部は、前記第2の超音波画像中に描出された前記突出部の像の前記第2の超音波画像中の位置を画像認識処理によって求め、求めた位置に基づいて前記第2の超音波画像の上下方向を前記挿入部先端面の上下方向に一致させることを特徴とする請求項12に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項 16】

前記挿入部先端面に第3の開口を有する第3の処置具チャンネルを有することを特徴とする請求項12に記載の超音波内視鏡システム。

10

【請求項 17】

少なくとも先端に超音波反射部を含むことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 18】

所定の観測領域を有する超音波観測部と、

前記第1の超音波観測部の観測領域に対して挿抜可能な先端針状のガイド部材と、

を具備し、

20

前記ガイド部材は前記針状の部分の少なくとも一部に超音波を透過させる超音波透過部を含むことを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 19】

前記超音波透過部は、スリットであることを特徴とする請求項18に記載の超音波内視鏡。

【請求項 20】

前記超音波透過部は、超音波を透過可能な薄さに形成された薄肉部であることを特徴とする請求項18または19に記載の超音波内視鏡。

30

【請求項 21】

前記超音波透過部は、樹脂からなることを特徴とする請求項18～20のいずれか1つに記載の超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波内視鏡ガイド下で目的部位の観察を行うための超音波内視鏡システム、超音波プローブ及び超音波内視鏡に関する。

40

【背景技術】**【0002】**

従来、超音波内視鏡による超音波内視鏡ガイド下において、超音波内視鏡の処置具挿通用チャンネルから挿入した穿刺針を病変部に穿刺し、病変部の組織を吸引採取して病理確定診断を行うという手技が行われている。また、近年、この手技を応用して例えば臍臓の囊胞等の病変部に貯留した囊胞液などの排出を行うドレナージ手技や、癌等の病変部や神経叢などの目的部位に薬液を注入するインジェクション手技も行われるようになってきた。

50

【0003】

しかし、臍臍の囊胞が悪化して膿瘍になってしまふと、内部は充実性の壊死組織となり、ドレナージ手技では排出できないことがある。このような場合には、比較的大きな他の処置具を挿入して膿瘍内の壊死組織を搔き出す必要がある。また、場合によっては、病変部に内視鏡を挿入し、内視鏡観察下で臍臍内に壊死組織を除去しなければならないこともある。術者はこれらの手技から必要な手技を選択する必要がある。

【0004】

10 このような手技の選択のために、穿刺針を穿刺した対象部位の内部構造を詳細に観察することが重要である。また、当然ながら、各手技に共通して、超音波内視鏡及び穿刺針を目的部位まで正確に導くことが重要である。

【0005】

本発明はかかる問題点に鑑みてなされたものであつて、穿刺針を穿刺した対象部位の内部構造を詳細に観察することを可能にすると共に、超音波内視鏡及び穿刺針を目的部位まで正確に導くことを可能にできる超音波内視鏡システム、超音波プローブ及び超音波内視鏡を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一態様の超音波内視鏡システムは、所定の観測領域を有する第1の超音波観測部と、前記第1の超音波観測部で観測された観測結果に基づいて第1の超音波画像を表示可能な第1の超音波画像生成部と、前記第1の超音波観測部の前記観測領域に対して挿抜可能な先端針状のガイド部材と、前記ガイド部材に挿通可能な外径を有する第2の超音波観測部と、前記第2の超音波観測部で観測された観測結果に基づいて第2の超音波画像を表示可能な第2の超音波画像生成部とを具備する。

【0007】

また、本発明の他の態様の超音波内視鏡システムは、所定の観測領域を有する第1の超音波観測部と、前記第1の超音波観測部に対して所定の位置関係で設けられる所定量突出した突出部と、前記第1の超音波観測部の前記所定の観測領域に対して挿抜自在な穿刺針と、前記第1の超音波観測部と前記所定の観測領域に挿脱自在でかつ前記突出部が走査可能な超音波観察面を有する超音波プローブと、前記第1の超音波観測部の観測結果に基づく第1の超音波画像と前記超音波プローブの観測結果に基づく第2の超音波画像とを表示可能な超音波画像生成部とを具備する。

【0008】

また、本発明の他の態様の超音波内視鏡システムは、超音波内視鏡の挿入部先端面に設けられて、所定の観測領域を有する第1の超音波観測部と、前記挿入部先端面に第1の開口を有し、穿刺針が挿通される第1の処置具チャンネルと、前記挿入部先端面に第2の開口を有する第2の処置具チャンネルと、前記第2の処置具チャンネルに挿通され前記第2の開口から突出した超音波プローブと、前記挿入部先端面から前記超音波プローブの走査範囲に突出する突出部と、前記第1の超音波観測部の観測結果に基づく第1の超音波画像と前記超音波プローブの観測結果に基づく第2の超音波画像とを表示可能な超音波画像生成部とを具備する。

【0009】

また、本発明の超音波プローブは、少なくとも先端に超音波反射部を含む。

10

20

30

40

50

【0010】

また、本発明の超音波内視鏡は、所定の観測領域を有する超音波観測部と、前記第1の超音波観測部の観測領域に対して挿抜可能な先端針状のガイド部材と、を具備し、前記ガイド部材は前記針状の部分の少なくとも一部に超音波を透過させる超音波透過部を含む。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る超音波内視鏡システムを示す説明図。

10

【図2】超音波内視鏡の先端を示す概略斜視図。

【図3】超音波内視鏡の先端を示す概略斜視図。

【図4】超音波観測装置6に設けられてラジアル画像の回転位置を制御する回路部の構成を示すブロック図。

【図5】図1中の穿刺針5の構成を示す斜視図。

【図6】超音波プローブ71基端側の構成を示す説明図。

【図7】穿刺針5に挿通された状態での超音波プローブ71の先端側の概略断面構成を示す説明図。

【図8】超音波プローブ71と穿刺針5との接続を説明するための説明図。

【図9】超音波内視鏡を用いた手技を説明するための説明図。

【図10】表示装置7の表示画面上に表示されるリニア画像及びラジアル画像を示す説明図。

20

【図11】スタイルットを説明するための説明図。

【図12】スタイルットを説明するための説明図。

【図13】スタイルットを説明するための説明図。

【図14】硬さ表示装置の回路構成を示すブロック図。

【図15】穿刺時における硬さセンサ92の位置を説明するための説明図。

【図16】穿刺時における硬さセンサ92の位置を説明するための説明図。

【図17】硬さの表示例を示す説明図。

【図18】硬さセンサ92の位置を説明するための説明図。

【図19】硬さ情報の他の表示例を示す説明図。

30

【図20】硬さ表示装置の他の回路構成を示すブロック図。

【図21】実施の形態の手技の様子を説明するための説明図。

【図22】超音波内視鏡の変形例を示す概略斜視図。

【図23】超音波内視鏡の変形例を示す概略斜視図。

【図24】超音波内視鏡の他の変形例を示す概略斜視図。

【図25】穿刺針5の針管54に挿通する超音波プローブの変形例を示す説明図。

【図26】穿刺針5の針管54に挿通する超音波プローブの変形例を示す説明図。

【図27】超音波プローブを挿通させる穿刺針の針管の変形例を示す説明図。

【図28】超音波プローブを挿通させる穿刺針の針管の他の変形例を示す説明図。

【図29】超音波プローブを挿通させる穿刺針の針管の他の変形例を示す説明図。

40

【図30】本発明の第2の実施の形態を示す説明図。

【図31】本発明の第2の実施の形態を示す説明図。

【図32】超音波内視鏡の挿入形状を示す説明図。

【図33】挿入部形状検出機構を有する超音波内視鏡を示す説明図。

【図34】歪ゲージの配置を説明するための説明図。

【図35】他の穿刺針を採用した超音波内視鏡を示す説明図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。

50

【0013】

(第1の実施の形態)

図1から図21は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本発明の第1の実施の形態に係る超音波内視鏡システムを示す説明図である。なお、以下、超音波内視鏡をEUSと略記する。

【0014】

図1に示すように、本実施の形態のEUSシステム1は、内視鏡の1つであるEUS2と、穿刺針5と、超音波観測装置6と、表示装置7とを備える。更に、EUSシステム1は、EUS2のチャンネル内に挿抜自在に設けられる超音波プローブ38(図3参照)と、穿刺針5の針管内に挿抜自在に設けられる超音波プローブ71(図7参照)と、穿刺針5の針管内に挿抜自在に設けられるスタイルット90(図5参照), 90a(図11参照)とを備えている。

【0015】

EUS2は、体内に挿入される挿入部21と、この挿入部21の基端に位置する操作部22と、この操作部22の側部から延出するユニバーサルコード23と、例えばこのユニバーサルコード23の中途部で分岐された光源用ケーブル24とで主に構成されている。

【0016】

ユニバーサルコード23の基端部には、超音波観測装置6への取り付け、取り外しが可能な超音波コネクタ23aが設けられている。光源用ケーブル24の基端部には図示しない光源装置やビデオプロセッサ装置に取り付け、取り外しが可能な内視鏡コネクタ24aが設けられている。

【0017】

操作部22の先端側には処置具挿通口25a, 25b(処置具挿通孔25bは図示省略)が設けられている。処置具挿通口25a, 25bは、それぞれ、挿入部21内に設けられた処置具チャンネル(図2の符号31a, 31b参照)に連通している。

【0018】

処置具挿通口25aは、口金を備え、この口金には穿刺針5等のハンドル部51に設けられている固定リング55が連結される。固定リング55は、口金に対して取り付け、及び取り外しが可能である。そして、処置具チャンネル31aには、処置具挿通孔25aを介して穿刺針5の針管54が挿通される。

【0019】

本実施の形態においては、針管54内に、超音波プローブ71(図7参照)等を挿抜自在に挿通させることができるようになっている。後述するように、超音波プローブ71は、先端に超音波振動子71aを有し、基端側に伝達部44aを有する。伝達部44aは超音波コネクタ65(図6参照)を介して駆動部4に接続され、超音波プローブ71は駆動部4によって駆動される。駆動部4は超音波プローブ71からのエコー信号を、ケーブル49を介して超音波観測装置6に伝送することができるようになっている。

【0020】

また、処置具チャンネル31bには、処置具挿通孔25bを介して超音波プローブ38(図3参照)を挿通させることができるようにになっている。後述するように、超音波プローブ38は、先端に超音波振動子38aを有し、基端側に伝達部44bを有する。伝達部

10

20

30

40

50

4 4 b は図示しない超音波コネクタ（図 6 の 6 5 と同様のもの）を介して駆動部 4 に接続され、超音波プローブ 3 8 は駆動部 4 によって駆動される。駆動部 4 は超音波プローブ 3 8 からのエコー信号を、ケーブル 4 9 を介して超音波観測装置 6 に伝送することができるようになっている。なお、超音波振動子 3 8 a による超音波周波数と超音波振動子 3 0 による超音波周波数とは、相互に異なる周波数に設定することが望ましい。

【 0 0 2 1 】

なお、本実施形態では、EUS 2 および超音波プローブ 3 8 からのエコー信号を超音波観測装置 6 に伝送しているが、超音波観測装置 6 を 2 台設けて、EUS 2 のエコー信号を超音波観測装置 6 に伝送するようにし、超音波プローブ 3 8 及び超音波プローブ 7 1 のエコー信号を、もう一方の超音波観測装置に伝送するようにしてもよい。

10

【 0 0 2 2 】

符号 2 6 a、2 6 b は湾曲操作ノブ、符号 2 7 a は送気・送水ボタン、符号 2 7 b は吸引ボタン、符号 2 8 はスイッチである。スイッチ 2 8 は、例えば表示装置 7 の表示切り替え、表示画像のフリーズ指示、或いはレリーズ指示、後述する硬さセンサによる硬さ測定の開始 / 停止指示等を行なう。

【 0 0 2 3 】

挿入部 2 1 は、先端側から順に先端硬質部 2 1 a、湾曲部 2 1 b、可撓管部 2 1 c を連設している。湾曲部 2 1 b は、例えば湾曲操作ノブ 2 6 a、2 6 b の操作により上下左右方向に能動的に湾曲するよう構成されている。可撓管部 2 1 c は、可撓性を有している。

20

【 0 0 2 4 】

図 2 及び図 3 はEUSの先端を示す概略斜視図である。

【 0 0 2 5 】

処置具チャンネル 3 1 a、3 1 b は、先端硬質部 2 1 a の先端面 2 1 d において、それぞれ先端開口 3 2 a、3 2 b を有する。処置具チャンネル 3 1 a は、先端開口 3 2 a 近傍の中心軸が、超音波振動子 3 0 による超音波走査面に略一致するように配置され、穿刺等の処置を行う処置具が挿通可能である。また、先端硬質部 2 1 a は、先端面 2 1 d に対物光学系 3 5 及び照明光学系 3 6 が設けられている。

30

【 0 0 2 6 】

先端硬質部 2 1 a の先端側には電子走査式の超音波振動子 3 0 が配置されている。超音波振動子 3 0 は、例えばコンベックスアレイであって、内部に複数の超音波エレメントを配列して構成されている。EUS 2 は、超音波振動子 3 0 が各超音波エレメントを切り替えながら超音波の送受信を行うことで、エコー信号を得る。超音波振動子 3 0 からのエコー信号は超音波コネクタ 2 3 a を介して超音波観測装置 6 に伝送される。超音波振動子 3 0 からのエコー信号に基づいて、挿入部 2 1 の挿入軸に平行な断面を有する超音波画像（リニア画像）が得られる。

40

【 0 0 2 7 】

本実施の形態においては、先端開口 3 2 a、3 2 b 相互間には先端面 2 1 d から比較的大きく突出する構造物が設けられていない。これにより、処置具チャンネル 3 1 a に穿刺針 5 を挿通して針管 5 4 を先端開口 3 2 a から突出させ、処置具チャンネル 3 1 b に超音波プローブ 3 8 を挿通させて超音波プローブ 3 8 の先端に設けた超音波振動子 3 8 a を先端開口 3 2 b から突出させた場合において、超音波プローブ 3 8 により針管 5 4 を描出可能にする。

【 0 0 2 8 】

50

超音波プローブ38の超音波振動子38aは、挿入部21の挿入軸とほぼ平行である超音波プローブ38の挿入軸を中心として回転自在である。超音波プローブ38は超音波振動子38aが回転しながら超音波の送受信を行うことで、エコー信号を得る。超音波振動子38aからのエコー信号は図示しない超音波コネクタ、駆動部4を介して超音波観測装置6へ伝送され、エコー信号に基づいて、挿入部21の挿入軸に直交する断面の超音波画像（ラジアル画像）が得られる。

【0029】

また、本実施の形態においては、超音波振動子30は先端硬質部21aから突出した突出部33を有する。これにより、突出部33は、超音波プローブ38によって描出される。また、突出部33は、先端開口32a, 32b相互間を直線的に結ぶ線上を除く位置に設けられている。なお、突出部33の超音波観察が容易となるように、突出部33の表面に超音波反射加工を施してもよい。

【0030】

例えば、超音波反射加工としては、サンドブラスト処理、梨地加工処理、ディンプル加工処理等の凹凸加工処理、もしくは気泡や金属粉を含有する樹脂のコーティング処理等が考えられる。

【0031】

超音波観測装置6は、超音波コネクタ23aを介して超音波振動子30からのエコー信号が入力され、ケーブル49を介して超音波プローブ38又は71からのエコー信号が入力される。超音波観測装置6は、表示装置7の表示画面上に、超音波振動子30の出力に基づくリニア画像及び超音波プローブ38, 71の出力に基づくラジアル画像を表示することができる。

【0032】

超音波プローブ38からのラジアル画像は、回転方向の基準位置が不定であり、表示されるラジアル画像の上下方向と挿入部21の先端面21dの上下方向とは対応していない。超音波観測装置6は、例えば表示用メモリに対するラジアル画像の書き込み及び読み出しを制御することによって、任意の回転位置にラジアル画像を表示させることができるようになっている。

【0033】

本実施の形態においては、突出部33の超音波画像を用いて、ラジアル画像の上下方向を先端面21dの上下方向に対応させて表示させることができる。

【0034】

図4は超音波観測装置6に設けられてラジアル画像の回転位置を制御する回路部の構成を示すブロック図である。

【0035】

画像生成部41, 42には、それぞれ超音波振動子38aからのエコー信号又は超音波振動子30からのエコー信号が入力される。なお、超音波プローブ38は、少なくとも先端開口32aから突出した突出部33を描出可能である。画像生成部41, 42は、入力されたエコー信号に基づいて、2次元画像であるラジアル画像又はリニア画像を生成して出力する。

【0036】

10

20

30

40

50

画像生成部41, 42からのラジアル画像及びリニア画像は画像出力部47に入力される。画像出力部47は入力された画像を記憶すると共に、リニア画像及びラジアル画像を共通の表示画面上に表示させるように画像合成を行って出力する。

【0037】

一方、画像生成部41からのラジアル画像は画像回転部44にも入力される。画像回転部44は、入力されたラジアル画像を適宜回転させ、回転後のラジアル画像及びその回転量の情報を比較部45に出力する。ラジアル画像に含まれる突出部33のエコー像については、挿入部21の先端面21dの上下方向を基準とした位置及び形状は既知である。比較部45には突出部33のエコー像についての既知画像が記憶されており、比較部45は画像回転部44からのラジアル画像と既知画像とを比較する。

10

【0038】

比較部45は画像マッチング手法によって、ラジアル画像の一部に突出部33の既知画像が一致したことを検出すると、この場合のラジアル画像の回転量の情報を画像回転補正部46に出力する。

【0039】

画像回転補正部46は、比較部45から入力された回転量の情報に基づいて、画像出力部47からのラジアル画像の出力を制御して、ラジアル画像の上下方向を挿入部21の先端面21dの上下方向に一致させる。リニア画像の上下方向は挿入部21の先端面21dの上下方向に一致しているので、ラジアル画像とリニア画像の上下方向が一致した超音波画像が表示装置7に表示されることになる。

20

【0040】

また、突出部33は超音波振動子30によって構成されているので、相互の位置関係は既知である。画像出力部47は、突出部33のエコー像の位置からリニア走査面の位置を求め、ラジアル画像上にリニア画像の位置を示す線（リニア走査ライン表示）を表示するようにしてもよい。

【0041】

30

また、画像出力部47は、表示画面上に表示させるリニア画像及びラジアル画像の表示レンジを連動させて切換えることも可能である。

【0042】

なお、ラジアル画像の回転は、図4の回路によって自動化してもよく、また、術者がリニア画像とラジアル画像とを参照しながら、手動でラジアル画像を回転させるようにしてもよい。

【0043】

40

図5は図1中の穿刺針5の構成を示す斜視図である。

【0044】

図5及び図3に示すように穿刺針5は、ハンドル部51とチャンネル挿入部52とを備えて構成され、チャンネル挿入部52は、シース53と針管54とを備えて構成されている。チャンネル挿入部52は、処置具挿通口25aから処置具チャンネル31a内に挿通され、図3に示した先端開口32aから突出可能に構成されている。

【0045】

ハンドル部51は、例えば、先端側から順に固定リング55、アジャスタノブ56、針

50

アジャスタ 5 7、針スライダ 5 8、吸引口金 5 9 及びスタイルット口金 6 0 を配置して構成されている。

【0046】

針管 5 4 は、シース 5 3 内に対して進退自在に挿通配置される。この針管 5 4 は、例えばステンレスパイプ、或いはニッケルチタンパイプ等の金属パイプで形成される。針管 5 4 の先端（以下、針先ともいう）には鋭利な形状の刃部が形成されている。

【0047】

スタイルット口金 6 0 には針管 5 4 内に挿通されるスタイルット 9 0 又はスタイルット 9 0 a が接続され、スタイルット口金 6 0 は吸引口金 5 9 に連結される。吸引口金 5 9 には、針管 5 4 の基端部が接着等によって一体に固定されている。

10

針アジャスタ 5 7 は、アジャスタノブ 5 6 によってスライド固定又は固定解除される。アジャスタノブ 5 6 を緩めて針アジャスタ 5 7 の固定を解除することで、針スライダ 8 をスライドさせることが可能になる。また、針スライダ 8 と針アジャスタ 5 7 の固定位置間の距離を適宜調整することによって、針管 5 4 のシース 5 3 の先端からの突出長が調整される。

【0048】

20

図 6 は超音波プローブ 7 1 基端側の構成を示す説明図であり、図 7 は超音波プローブ 7 1 の先端側の概略断面構成を示す説明図である。

【0049】

本実施の形態においては、穿刺針 5 は、超音波プローブ 7 1 を、針管 5 4 の先端までガイドするガイド部材としての機能も有する。穿刺針 5 としては、例えば、針管 5 4 の内径が 0.6 mm ~ 1.2 mm 程度のものを用いる。また、超音波プローブ 7 1 としては、例えば、外径が 0.5 ~ 1 mm 程度で、超音波周波数が 15 ~ 30 MHz のものを用いる。

【0050】

30

超音波プローブ 7 1 の伝達部 4 4 a は、図 6 に示すように、基端側において超音波コネクタ 6 5 を介して駆動部 4 に接続される。上述したように、駆動部 4 は超音波観測装置 6 に接続される。

【0051】

図 7 に示すように、伝達部 4 4 a はシャフト 7 3 及びシース 7 2 によって構成されており、シャフト 7 3 は超音波振動子 7 1 a と駆動部 4 内に設けられた図示しないモータとを接続する。シャフト 7 3 の外周はシース 7 2 によって覆われている。

【0052】

40

超音波振動子 7 1 a は、シャフト 7 3 内に挿通された図示しない配線により駆動部 4 に電気的に接続されている。この配線によって、駆動部 4 からの超音波発生用の高電圧パルス信号が超音波振動子 7 1 a に供給される。超音波振動子 7 1 a は、この高電圧パルス信号を電気 - 音響変換して観測用の超音波を送信すると共に、生体組織で反射した超音波を受信し、受信した超音波を音響 - 電気変換して、電気信号として配線を介して駆動部 4 に伝送するようになっている。

【0053】

超音波プローブ 7 1 は、図 7 に示すように、先端の超音波振動子 7 1 a が穿刺針 5 の針

50

管54から突出する位置まで、針管54内に挿通されるようになっている。この状態でモータにより超音波振動子71aを針管54の挿入軸を中心として回転させながら超音波の送受信を行うことにより、超音波プローブ71は針管54の先端前方のラジアル画像を取得することができる。

【0054】

即ち、本実施の形態においては、EUS2の挿入部21を挿入することができない部位であっても、穿刺針5を穿刺することが可能な部位であれば、超音波ラジアル画像による観察を行うことが可能である。

【0055】

更に、超音波プローブ71は、先端に超音波反射部74が形成されている。超音波反射部74は、超音波反射加工が施されている。超音波反射加工としては、ディンプル加工、サンドブラスト等の既知の方法を採用することができる。例えば、超音波反射加工として、ステンレスに多数の小孔を形成するものでもよい。なお、同様の超音波反射部を針管54の先端部付近に設けるよう構成しても良い。

【0056】

図8は超音波プローブ71と穿刺針5との接続を説明するための説明図である。

【0057】

図8に示すように、超音波プローブ71の基端側は伝達部44aの基端部において超音波コネクタ65が設けられており、この超音波コネクタ65によって伝達部44aが駆動部4に接続される。シャフト73はシース72によって覆われている。シース72に設けた口金60bは、穿刺針5のハンドル部51の吸引口金59に接続される。吸引口金59の接続構造はルア口金としている。

【0058】

次に、このように構成されたEUSシステムを用いた各種手技について図9～図21を参考して説明する。

【0059】

従来、リニア/コンベックス型の超音波振動子を搭載したEUSを用いてEUS-FNA(EUS-guided fine needle aspiration)やドレナージ手技、インジェクション手技等の治療手技を行うことが知られている。EUSは、その走査面が内視鏡の挿入軸に平行になるよう構成されている。このようなシステムでは、超音波振動子は、内視鏡の挿入軸に平行な断面を描出することから、挿入部を軸周りに少し回しただけでも超音波画像が大きく変化してしまう。例えば、穿刺を行っているときに針が曲がってしまい走査面から外れた場合には、内視鏡の先端を振って針を探しなおす必要があり、操作に慣れが必要で、手技に時間が掛かってしまう。

【0060】

本実施の形態においては、EUSの挿入軸に平行なリニア画像だけでなく、挿入軸に直交する断面を有するラジアル画像を用いることで、EUS-FNAやEUSガイド下のドレナージ手技及びインジェクション手技等の治療手技を早く精度よく行うことを可能にする。

【0061】

図9はEUSを用いた手技を説明するための説明図である。

【0062】

図9に示すように術者101は、患者102の例えは口を介してEUS2の挿入部21を体内に挿入し、表示装置7に表示させた内視鏡画像を観察して、超音波振動子30を目的部位近くまで挿入する。その後、術者は、超音波振動子30を管腔壁に接触させる。

【0063】

(リニア画像とラジアル画像を用いた穿刺までの手技)

EUS2の先端に設けた超音波振動子30によりリニア走査、コンベックス走査又はセクタ走査を行い、挿入部21の挿入軸に平行な断面の超音波画像(リニア像)を得る。

【0064】

次に、EUS2の処置具チャネル31bに超音波プローブ38を挿入し、先端開口32bから超音波振動子30の突出部33の突出量と略同程度の長さだけ、超音波プローブ38の先端部を突出させる。

【0065】

超音波プローブ38の超音波振動子38aを回転させながらラジアル走査を行い、挿入部21の先端に直交する断面の超音波画像(ラジアル像)を得る。

【0066】

図10は表示装置7の表示画面上に表示されるリニア画像及びラジアル画像を示す説明図である。表示装置7の表示画面上には、左側にリニア画像PLが表示され、右側にラジアル画像PRが表示される。リニア画像PL中の直線状の像82a及びラジアル画像PR中の円状の像82bはいずれも穿刺針5の針管54が描出されたものである。また、ラジアル画像PR中のL字状の像81は、超音波プローブ38によって描出された突出部33のエコー像である。また、ラジアル画像PR中には、リニア画像の位置(走査範囲)を示す直線状のリニア走査ライン表示83も表示されている。

【0067】

なお、突出部33は超音波反射加工が施されており、超音波プローブ38によって描出され易くなる。また、超音波振動子30と、超音波プローブ38とは超音波周波数が異なることから、お互いの発した超音波によるアーチファクト等が発生することは無い。

【0068】

超音波観測装置6は、ラジアル画像PR中の突出部33の像を用いて、ラジアル画像と内視鏡(リニア像画像)との位置関係を把握し、先端面21d(リニア画像)の上下方向と位置関係を一致させたラジアル画像を表示する。なお、このラジアル画像の回転は、術者が手動で行ってもよい。

【0069】

先ず、術者101はEUS2を操作して、挿入部21の先端部を目的部位近くまで誘導し、超音波振動子30により目的部位をリニア画像PL中に描出する。このとき、ラジアル画像PRによって目的部位を確認して、挿入部21の先端部を目的部位近くへ誘導し、リニア画像PL中に目的部位の像を表示させる。

【0070】

次に、術者101はEUS2の処置具チャネル31aに穿刺針5等の処置具を挿入し、EUSガイド下の処置を行う。

【0071】

10

20

30

40

50

処置具（穿刺針5の針管54等）が曲がった場合、或いは挿入部21が回転した場合には、処置具がリニア像の描出範囲外に位置することがある。この場合でも、本実施の形態においては、ラジアル画像PRにおける処置具の像の位置を確認することで、挿入部21の回転方向を簡単に元に戻すことが可能である。

【0072】

10 このように、リニア画像とラジアル画像の両方で目的部位を探すことで、目的部位を簡単に探し出すことができる。また、処置具（針等）が曲がってリニア画像から処置具に基づく像が外れてしまった場合でも、ラジアル画像によってどちらにどれだけ外れたかを確認することができ、処置具をリニア画像上に再度描出可能な位置まで簡単に挿入部21を誘導することができる。これにより、術者の負担が軽減されると共に、手技の時間が短縮され、患者の苦痛の軽減を図ることもできる。

【0073】

（硬さセンサを用いた穿刺時の手技）

ところで、穿刺針5の針管54を穿刺する部位によっては、針管54を進める操作に高度な熟練と長時間の作業時間を必要とすることがある。例えば、従来、リニア・コンベックス型の超音波振動子を搭載したEUSを用いてEUSガイド下に注射針を目的部位に穿刺し、針管を通して薬剤等を注入するEUS-FNI (EUS-guided fine needle injection) 手技が知られている。この手技においては、血管などの器官に穿刺せず、その手前の器官（神経など）に穿刺して薬液を注入する必要がある。即ち、針先を血管の間際に位置させる必要があり、超音波画像を注意深く観察して慎重に針を進めなければならない。従って、常にEUSの先端を操作して超音波走査範囲に針先が描出されていることを確認したり、針を進める際の、手元に伝わってくる感触を頼りにするなど、操作に熟練が必要である。

【0074】

そこで、本実施の形態においては、硬さセンサを利用することで、熟練を要することなく、簡単に手技を行う方法を提案する。図11～図20は硬さセンサを利用した針先の位置確認の方法を説明するためのものである。

【0075】

図11～図13はスタイルットを説明するための説明図である。

【0076】

穿刺針5の針管に挿通させるスタイルットとして、図11～図13に示すスタイルット90aを採用する。また、穿刺針5の針管としては、針管54aを採用する。針管54aは、シース53から露出した針管先端において、超音波反射部74bを設けた点が針管54と異なるのみである。なお、針管54aの針先の位置を描出する必要がない場合には、針管54を採用可能である。

【0077】

スタイルット90aは中空のニッケルチタン合金（Ni-Ti）製のパイプであり、針管54aに挿通されて針先まで延在し、その先端部91は針管54aの針先の前方に露出可能である。スタイルット90aの先端には、硬さセンサ92が設けられている。硬さセンサ92は、体組織に押し付けられることで、体組織の硬さを検出する。例えば、硬さセンサ92としては、超音波圧電素子によって構成され、共振周波数の変化によって組織の硬さ情報を取得するもの等を採用することができる。例えば、このようなセンサは、日本国特開平8-261915号公報、特開平9-285439号公報及び特開平7-270261号公報等に詳述されている。

10

20

30

40

50

【0078】

硬さセンサ92の先端側には、図12に示すように、必要に応じて、樹脂やゴム製の先端形成部93を設けてもよい。

【0079】

硬さセンサ92からの信号は、センサ用配線ケーブル94を介して伝送される。このセンサ用配線ケーブル94は、スタイルット90a内部の空間内に配設される。

【0080】

図13に示すように、スタイルット90aの基端側は、スタイルット口金60aに固定されている。スタイルット口金60aが穿刺針5の吸引口金59の基端部に固定されことで、スタイルット90aは穿刺針5に取り付けられる。なお、吸引口金59の構造としては例えばルアロ金が採用される。スタイルット口金60aには、センサ用プロセッサ装置98(図14参照)に接続されるケーブル95が取り付けられており、センサ用配線ケーブル94は、スタイルット90a内部及びケーブル95内に配設されて、硬さセンサ92とセンサ用プロセッサ装置98とを接続する。

【0081】

図14は硬さ表示装置の回路構成を示すブロック図である。

【0082】

図14において、センサ用プロセッサ装置98は、センサ用配線ケーブル94を介して硬さセンサ92からの信号が入力される。センサ用プロセッサ装置98は、硬さセンサ92からの信号に基づいて、体組織の硬さに関する情報(硬さ情報)を求めて、超音波観測装置6に出力する。超音波観測装置6は、入力された硬さ情報に基づいて、体組織の硬さを示すデータを表示装置7の表示画面上に表示させることができるようになっている。

【0083】

次に、このようなスタイルット90aが挿通された穿刺針5を用いたEUSガイド下穿刺の方法を図15～図19を参照して説明する。

【0084】

図15及び図16は穿刺時における硬さセンサ92の位置を説明するための説明図である。

【0085】

先ず、スタイルット口金60aを吸引口金59から外しておき、図15に示すように、スタイルット90a先端の硬さセンサ92を針管54a内に収納させておく。これにより、鋭い針先によってスムーズな穿刺が可能となる。目的部位付近まで穿刺したら、スタイルット口金60aを吸引口金59に固定する。これにより、スタイルット90aが針管54a内に押し込まれ、図16に示すように、針管54aの針先からスタイルット90aが一定量突出する。これにより、硬さセンサ92が目的の組織に当たり、目的部位の硬さに応じた出力が、硬さセンサ92からセンサ用配線ケーブル94を介してセンサ用プロセッサ装置98に伝送される。

【0086】

なお、スタイルット90aと針管54aの位置関係(長さ関係)は、スタイルット口金60aを吸引口金59に完全に固定したときに、スタイルット90aの先端の硬さセンサ92が針先よりも僅かに(1mm以下)突出する程度とする。

【0087】

また、硬さ測定のON/OFFは、図示しないフットスイッチやEUS 2に設けられたスイッチ28に、その機能を割り当てることで、術者が簡単な操作によって指示することが可能である。この場合には、超音波観測装置6に硬さ測定のスイッチのON/OFF情報も硬さ情報と共に入力されるようにする。

【0088】

センサ用プロセッサ装置98は、硬さセンサ92の出力又は出力の変化から、硬さの情報を算出し、硬さ情報を超音波観測装置6に出力する。超音波観測装置6は、超音波画像に硬さ情報に基づくデータ（例えば数値やグラフ等）を、表示装置7の表示画面上に表示させる。

【0089】

なお、超音波観測装置6に、針管54aの先端に設けた超音波反射部74bの位置を検出する図示しない針先検出部を設けてもよい。針先検出部は、例えば、超音波反射部74bの長さ情報や針管54aの刺入角度等の既知の情報に基づいて、超音波画像から高輝度で直線的なエコー像を抽出し、既知情報との画像マッチング手法によって、針管54aのエコー像として認識する。認識した針管54aのエコー像に基づいて、超音波画像上における針管54aの位置を求める。

【0090】

図17はこの場合の表示例を示す説明図である。図17の例では、超音波画像111の下方に、硬さデータ113が表示されている。超音波画像111には、針管54aの超音波反射部74bに対応する像112が描出されている。硬さデータ113は、硬さセンサ92の検出結果に基づく情報を、数値やグラフ等で示すものである。図17の硬さデータ113は、硬さの大小を棒グラフ化したものであり、図17でハッチングの有無で示した領域の割合の変化によって硬さを表している。

【0091】

以後同様にして、針管54aを進めばスタイルット90aを突出させ、図15～図17にて示した方法によって都度組織の硬さを確認する。術者は、針管54aを進めながら組織の硬さを確認し、硬さが変化することで、例えば血管壁等の手前まで針管54aの針先が到達したことを把握することができる。

【0092】

更に、スタイルット90aと針管54aの位置関係を適宜設定することで、針管54aを進めながら、同時に組織の硬さを確認することも可能である。

【0093】

即ち、図18に示すように、スタイルット口金60aを吸引口金59に完全に固定した状態で、スタイルット90aの先端の硬さセンサ92が針管54aの先端開口からは突出しているが、針先よりは突出していない状態となるように、スタイルット90aと針管54aとの位置関係を設定する。

【0095】

針先が突出しているので、組織への穿刺が可能であり、また、硬さセンサ92も露出し

10

20

30

40

50

ているので硬さ測定も可能である。これにより、針管 54a を進めながら硬さの測定を連続的に行うことができる。

【0096】

また、超音波観測装置 6 は、上述した針先検出部で検出した針先の位置と硬さ情報を関連付けて記憶する図示しない記憶部を有していてもよい。超音波観測装置 6 は、記憶部に記憶されている情報に基づいて、針先の位置に対応した場所に硬さを示すグラフを表示するグラフ表示機能を備えていてもよい。

【0097】

10

図 19 は硬さデータの他の表示例を示す説明図である。

【0098】

図 19 はリアルタイムに硬さを表示するものである。即ち、術者がフットスイッチ等を操作することで硬さ測定が開始される。超音波観測装置 6 は針先の位置とそのときの硬さ情報を順次記憶する。超音波観測装置 6 は、記憶した情報に基づいて、表示画面上に超音波画像 111 と硬さデータ 115 を表示させる。硬さデータ 115 は、硬さの測定結果を数値やグラフ等でリアルタイムに表示するものである。

【0099】

20

図 19 の例では、超音波画像 111 の下方に、硬さデータ 115 が表示されている。超音波画像 111 には、針管 54a に対応する像 112 の他に測定開始時の針管 54a の位置を示す開始位置表示 114 が表示されている。図 19 の硬さデータ 115 は、硬さの測定結果を折れ線グラフによって表したものであり、横軸は針管 54a の位置に対応し縦軸は硬さに対応する。即ち、針管 54a が進む毎に、針管 54a の針先の位置の鉛直下方に、その位置における硬さがリアルタイムに表示される。

【0100】

なお、針管 54a の針先が後退している場合には、針先検出部でそれを検知し、グラフを更新しないようにしてもよい。

30

【0101】

硬さデータ 115 を参照することで、術者は、より直感的に硬さ情報と針先の位置関係、即ち、目的部位内の組織構造の変化を把握しやすい。これにより、術者の更なる負担軽減を図ることができる。

【0102】

なお、図 18 の状態では、組織の硬さによっては穿刺が困難であることも考えられる。しかし、スタイルット 90a の外周面と針管 54a の内周面との間には若干の隙間がある。このため、仮に、極めて硬い組織を刺し貫く場合には、弾性を有するスタイルット 90a が針管 54a 内で蛇行して、硬さセンサ 92 は組織によって針管 54a 内に押し込まれる。これにより、図 15 と同様の状態となって、硬い組織でも穿刺が可能である。

40

【0103】

図 20 は硬さ表示装置の他の回路構成を示すブロック図である。図 20 の例は、硬さの測定結果を単独で表示するセンサ用表示装置 99 を採用したものである。

【0104】

このように、針管内に、先端に硬さセンサを有するスタイルットを挿通し、針管を進めながら組織の硬さを測定する。これにより、目的部位の硬さを定量的に測定することが可

50

能となり、針先が例えば血管壁に当たったことを客観的に判断することが可能となる。従って、手技に習熟していない者でも習熟者と同等のレベルで手技を行うことが可能となる。例えば、腹腔神経叢ブロックの際、腹腔動脈の間際まで針先を進めてエタノール注入を行う手技を、未習熟のドクターでも比較的容易に実施することができるようになる。

【0105】

なお、上述した説明では、針先が血管等に不要に進むことを防止するために硬さを測定したが、本実施の形態においては針先が目的部位内に進んだことを検出する目的にも使用可能である。例えば、囊胞などの病変では、外膜の弾性が高く、内部は液体であることがあり、このような場合においては、外膜が針管54aの針先に押されてくぼむだけで、針先が囊胞内に侵入しないこともある。この場合には、針先の位置だけでは針先が囊胞などの目的部位内に侵入したか否かを判断することはできない。しかし、本実施の形態においては硬さの変化を測定するので、急激に硬さの値が小さくなつたことによって、針先が目的部位内に侵入したことを把握することも可能である。（針管内の超音波プローブを用いた穿刺後の手技）

ところで、従来、EUS-FNAやドレナージ手技、インジェクション手技等の治療手技や、胃又は十二指腸からEUSを用いて臍胆領域の超音波観察を行う診断手技が知られている。

【0106】

これらの手技において用いるEUSは、比較的深いところまで超音波観察したいという要求から、例えば5～12MHz等の比較的低い超音波周波数が採用されることが多い。しかしながら、このような比較的低い超音波周波数では、目的部位内部の微細な構造を観察することはできない。

【0107】

また、従来、経十二指腸乳頭的に超音波プローブを臍管胆管へ挿入して超音波観察を行う診断手技（intraductal ultrasonography；IDUS）が知られているが、このIDUSでは十二指腸乳頭へのカニュレーションが困難な例では実施できることがあった。また、例えカニュレーションが実施でき、IDUSが可能であったとしても、経十二指腸乳頭的に挿入したプローブの位置確認のためにX線観察が必要となりX線被曝の虞がある。

【0108】

本実施の形態においては、このような場合においても目的部位内部の詳細な構造観察が可能である。即ち、本実施の形態においては、EUSガイド下で穿刺を行った後、穿刺針5のスタイレット90aを抜去し、穿刺針5の針管54内に超音波プローブ71（図7参照）を挿入する。

【0109】

この場合には、EUS2によって得た超音波画像によって、針管54内の超音波プローブ71の先端が適切な距離だけ針管54の針先から突出することを確認する。即ち、超音波振動子71aが針管54から突出するように超音波プローブ71の突出量を確認する。

【0110】

また、超音波コネクタ65（図6参照）を駆動部4に接続する。そして、駆動部4によって、超音波プローブ71の超音波振動子71aを回転させながら、超音波走査を行う。

【0111】

図21はこの様子を示す説明図である。EUS2の挿入部21の先端は胃や十二指腸等の

管腔壁 120 に接触させている。そして、針管 54 は目的部位 121 に穿刺されている。破線にて示す範囲 123 は EUS 2 の超音波振動子 30 (図 2 参照) による超音波画像の走査範囲である。また、破線 124 は超音波プローブ 71 の超音波振動子 71a による超音波画像の走査範囲を示している。

【0112】

超音波プローブ 71 の超音波振動子 71a を、針管 54 の先端から突出させて、超音波走査を行うことにより、針管 54 が穿刺されている目的部位 121 の内部を詳細に描出することができる。即ち、目的部位 121 への EUS ガイド下穿刺後に、針管 54 を通して超音波プローブ 71 を挿入することで、目的部位 121 に近接したところから超音波画像を得ることができる。

10

【0113】

即ち、超音波プローブ 71 は、目的部位 121 に近接して超音波撮像をすればよいので、十分に高い超音波周波数を用いることができる。即ち、超音波プローブ 71 は、EUS 2 よりも高い超音波周波数を用いることから、より高い分解能の超音波画像を得ることができる。

【0114】

これにより、目的部位 121 内のより詳細な構造、例えば超音波振動子 30 では描出不能な 1mm 以下の血管の走行状態や、高さが 2mm 以下の結節等の存在を把握することが可能となる。

20

【0115】

超音波プローブ 71 による超音波走査が完了したら、針管 54 から超音波プローブ 71 を抜去する。次いで、超音波観察画像による観察結果に応じて各種手技を実施する。例えば、針管 54 から組織や細胞の吸引採取、薬液の注入 (インジェクション)、ガイドワイヤの挿入等の必要な処置を続けて行う。

【0116】

30

このように本実施の形態においては、EUS ガイド下で穿刺を行う。そして、EUS ガイド下穿刺後に、穿刺針の針管内へ超音波プローブを挿入し、超音波プローブの先端が目的部位内部に達したことを EUS による超音波観察で確認した後、超音波プローブを走査して目的部位内部からの超音波画像を得る。こうして、目的部位の内部を詳細に観察することができる。目的部位内の詳細な構造を術前に把握することができることから、その後の処置を適正に行うことが可能となる。また、術者の負担軽減を図ることができる。

【0117】

40

例えば、胃や十二指腸から比較的離れた位置にある目的部位の内部を詳細に観察することができ、また目的部位が胆管や脾管の病変であって、カニュレーション困難な場合でも、目的部位まで超音波プローブを到達させることができ、内部の詳細な構造を観察することができる。更に、脾胆領域に存在する疾患もしくは構造物を詳細に観察することも可能である。

【0118】

50

また例えば、壊死組織除去術前に微細な血管の有無を把握することができる。微細な血管の存在を確認した場合には、先ずエタノール注入等によって血管の凝固を行ってから、壊死組織除去を実施する。これにより、血管の有無を確認することなく壊死組織除去を行ったために発生する出血に対する止血操作に費やす時間が少なくなり、術者の負担軽減に繋がる。

【0119】

また、膵管内乳頭粘液性腫瘍（IPMN）の診断時、病変へ穿刺して小結節の有無を確認することで、EUSの超音波振動子では描出できない微小さな結節の存在有無を確認することができ、より精度の高い診断が可能となる。

【0120】

また、EUSの超音波振動子による超音波観察により超音波プローブの位置確認が可能となるため、X線被曝を無くす若しくは減らすことができる。

【0121】

なお、ここでは目的部位への穿刺を行った後に穿刺針5の針管54からスタイレット90aを抜去し、超音波プローブ71を針管54へ挿入する手順としたが、穿刺を行う前に予め針管54へ超音波プローブ71を挿通させておいても構わない。

【0122】

(変形例)

図22及び図23はEUSの変形例を示す概略斜視図である。

【0123】

図22及び図23のEUS2Aは、超音波振動子30に代えて超音波振動子30aを採用すると共に、突出部131を設けた点が図2及び図3のEUS2と異なる。

【0124】

図22及び図23のEUS2Aの超音波振動子30aは、表面が先端面21dに略平行であり、先端面21dからの突出量は極めて小さい。従って、超音波振動子30aには突出部33は存在しない。

【0125】

これに対し、EUS2Aには、突出部33と同様に、突出部131が設けられている。これにより、突出部131は、超音波プローブ38によって描出される。突出部131は、先端開口32a, 32b相互間を直線的に結ぶ線上を除く位置に設けられている。なお、突出部131の超音波観察が容易となるように、突出部131の表面には超音波反射加工が施される。

【0126】

なお、超音波反射加工としては、サンドブラスト処理、梨地加工処理、ディンプル加工処理等の凹凸加工処理、もしくは気泡や金属粉を含有する樹脂のコーティング処理等が考えられる。

【0127】

このような構成された変形例においても、超音波プローブ38によって得られるラジアル画像には、突出部131によるエコー像が描出される。突出部131のEUS2Aにおける位置は既知であり、ラジアル画像中に描出される突出部131の像によって、ラジアル画像の上下方向を自動的にリニア画像の上下方向に一致させることができる。

【0128】

図24はEUSの他の変形例を示す概略斜視図である。

【0129】

図24のEUS2Bは、3つの処置具チャネルを備えた点が図3のEUS2と異なる。処置具チャネル31cは、先端面21dにおいて先端開口32cを有する。

【0130】

処置具チャネル31cには、把持鉗子135等の処置具が挿通可能である。また、処置具チャネル31cを利用して水や空気を送ることも可能となっている。

【0131】

このような構成によれば、処置具チャネル31cに把持鉗子135を挿通して、リニア画像及びラジアル画像の走査中に、管腔壁を持続することが可能である。これにより、EUS2Bの挿入部21が安定し、内視鏡先端の微妙な位置及び姿勢制御が可能となる。

【0132】

また、処置具チャネル31cを通じて水や超音波ゼリー等の超音波描出用媒体を送ることが可能となる。ラジアル像を描出した状態のまま、超音波を伝達するための水や超音波ゼリーを追加供給できるため、内視鏡先端寸近に気泡が現れ、超音波の伝達を妨げたときでも気泡を迅速に除去することが可能となり、良好な超音波画像が得られる。

【0133】

図25及び図26は穿刺針5の針管54に挿通する超音波プローブの変形例を示す説明図である。

【0134】

図25の超音波プローブ141は、図7の超音波プローブ71と異なり、シースで覆われていない。超音波プローブ141は、先端に超音波振動子141aが設けられ、超音波振動子141aはハウジング143によって保持される構造となっている。ハウジング143には超音波反射部144が設けられる。超音波反射部144はハウジング43の少なくとも先端側に設けられることが好ましい。超音波反射部144は超音波反射加工が施されているか、または超音波反射材を含む。超音波反射加工としては、例えば、ディンプル加工、サンドブラスト加工等の既知の方法が用いられる。

【0135】

ハウジング143は基端側でシャフト142に固定され、シャフト142は図1の駆動部4に接続されて、回転力をハウジング143に伝達する。シャフト142は中空の多層コイルであり、内部に図示しない配線が配置され、この配線によって駆動部4と超音波振動子141aとが電気的に接続されるようになっている。

【0136】

超音波振動子141aの音響放射面には、超音波を透過する素材、例えばポリメチルベンゼン、ポリエチレン等の充填剤141bが充填され、この充填剤141bによって、超音波振動子141aを含むハウジング143全体が略円筒状の側面を有するように形成されている。

【0137】

図26に示すように、超音波プローブ141の基端部には超音波コネクタ65が設けられており、この超音波コネクタ65によって駆動部4に接続される。超音波コネクタ65から穿刺針5のハンドル部51まではシャフト142をシース148が覆っており、シース148の先端に設けた口金60cがハンドル部51の吸引口金59に接続される。吸引口金59の接続構造はルアロッジとしている。

10

20

30

40

50

【0138】

なお、図示していないが、口金 60c と吸引口金 59 の間に三方活栓又は T 字管等を設けることで、針管 54 とシャフト 142 との間の隙間を通して、媒体を注入可能となる。

【0139】

また、シース 148 の基端側などにスライド機構を設けて、超音波コネクタ 65 から口金 60c までの長さを変更できるようにしてもよい。

【0140】

10

このような変形例によれば、超音波プローブ 141 のシースを省略しているので、より細い針管 54 での超音波プローブの使用が可能となる。より細い針管 54 が使用可能となることで、太い針管では EUS ガイド下穿刺が困難な場合でも、比較的容易に穿刺を行うことができる。

【0141】

図 27 ~ 29 は超音波プローブを挿通させる穿刺針の針管の変形例を示す説明図である。穿刺針の少なくとも一部を超音波が透過可能とすることにより、超音波プローブを針管に通したまま超音波観察を行うことができる。

【0142】

20

図 27 の例は図 25 の針管 54 に代えて針管 54b を採用するものである。図 27 の例では、超音波プローブ 141 は、超音波振動子 141a を保持するハウジング 143 の部分が、針管 54b 内に配置される。針管 54b は、ハウジング 143 が対向する位置において、複数のスリット 145 が設けられている。

【0143】

このような構成によれば、超音波プローブ 141 は、超音波振動子 141a が針管 54b のスリット 145 に対向するように挿入される。この状態で超音波プローブ 141 が超音波走査を行うと、超音波振動子 141a から発せられた超音波の一部はスリット 145 を通して目的部位内へ送信され、反射した超音波の一部がスリット 145 を通して超音波振動子 141a で受信される。こうして、この変形例においても、超音波画像を得ることができる。

【0144】

30

この変形例によれば、目的部位の内部が液体でなく充実性の組織であったとしても、超音波プローブ 141 を針管 54b から突出させる必要が無いので、超音波走査が可能となる。

【0145】

40

図 28 は超音波プローブを挿通させる穿刺針の針管の他の変形例を示す説明図である。

【0146】

図 28 の例は図 27 の針管 54b に代えて針管 54c を採用するものである。針管 54c は、ハウジング 143 が対向する位置において、薄肉部 146 が形成されている。薄肉部 146 においては超音波が透過しやすい。他の構成及び作用効果は図 27 の変形例と同様である。

【0147】

50

図 29 は超音波プローブを挿通させる穿刺針の針管の他の変形例を示す説明図である。

【0148】

図29の例は図27の針管54bに代えて針管54dを採用するものである。針管54dは、金属製ブレードもしくはコイルを含浸させた樹脂（例えばポリエーテルエーテルケトン（PEEK）等）によって構成され、針管先端の超音波振動子141aに対向する部分より先端側は樹脂147のみで構成される。樹脂147は超音波を透過しやすい。

【0149】

他の構成及び作用効果は図27の変形例と同様である。

【0150】

10

（第2の実施の形態）

図30及び図31は本発明の第2の実施の形態を示す説明図である。

【0151】

20

（超音波造影剤を用いたインジェクション）

本実施の形態は穿刺後に穿刺針5によるインジェクションを行った場合の観察を容易にするものである。例えば、末期膵臓癌の疼痛緩和療法として、EUSガイド下腹腔神経叢ブロックがある。神経叢を麻痺又は破壊するために、EUSガイド下で刺入した針を介してエタノールを腹腔神経叢に注入するのである。しかしながら、超音波画像上では、注入されたエタノールは見にくい。このため、注入したエタノールが所望の部位に拡散されたか否かの確認は困難であった。

【0152】

本実施の形態においては、注入する薬剤として超音波造影剤を含有するものを採用する。超音波造影剤としては、Definity（登録商標）（Bristol-Myers Squibb）やSonazoid（登録商標）等がある。

【0153】

30

術者は、第1の実施の形態の手法を採用して、図30に示すように、EUS2の超音波振動子30を管腔壁151に接触させる。そして、超音波走査範囲153内の所望の位置に、神経叢等の目的部位152を捉える。そうすると、図31に示すように、表示装置7の表示画面160上の超音波画像161に、目的部位152の像162が描出される。

【0154】

また、超音波画像161上には、穿刺針5の針管54に相当する像164も描出されている。術者は、超音波画像161上の所望の位置に像162が表示され、像164によって針管54の先端が目的部位152に位置することを確認すると、針管54を介して超音波造影剤を含有する薬液を注入する。

【0155】

40

針管54から注入された薬液は、針先から拡散して目的部位152に広がる。この薬液は超音波造影剤が含有されているので、図31に示すように、薬液の像165として超音波画像161上に描出される。これにより、術者は、注入した薬液の様子を容易に観察することが可能である。

【0156】

50

なお、薬液を腹腔神経叢に注入する場合に限らず、他の場所に薬液を注入する場合にも

同様に適用可能である。例えば、脾嚢胞等への薬液注入にも適用可能である。また、薬剤はエタノールに限らない。脾癌の治療のための抗癌剤や遺伝子の注入等にも適用可能である。

【0157】

このように本実施の形態においては、注入する薬液に超音波造影剤を含有させているので、注入した薬液の様子を超音波画像上で観察することができる。術者は、超音波画像によって、薬剤の注入状態及び注入範囲を確認することができ、安全に且つ効率よく、各種の治療を行うことが可能となる。

【0158】

10

(穿刺前のEUSの挿入形状の観察)

ところで、EUSガイド下穿刺では、条件によって穿刺による反作用力でEUSの先端が動いてしまい、超音波画像が見え難くなること等の理由から、穿刺に多くの時間を費やすことがある。例えば、EUSの挿入形状によっては、穿刺時の組織の反作用力に耐えられずに、EUSの先端部が後退し、これを是正するための操作が必要となり、この操作に多くの時間を費やすことがある。

【0159】

20

図32はこの場合のEUSの挿入形状を示す説明図である。図32はEUSを胃171内に挿入した例を示している。挿入部形状172は胃壁に対する穿刺方向174に略平行な方向である。これに対し、挿入部形状173は、穿刺位置において挿入方向と胃壁に対する穿刺方向174との角度が大きい。即ち、挿入部形状173の状態では、胃壁の反作用によって、EUSの先端部が後退し、これを是正するための操作が必要になることがある。

【0160】

30

そこで、術者は、EUS2(図1参照)の超音波観察によって目的部位を描出させたのち、EUS2の挿入部21の形状を3次元的に確認する。なお、EUSの挿入部形状を確認する手段としては、磁気センサシステムを用いることができる。磁気センサシステムについては、日本国特開平9 28662号公報、日本国特開2001-46318号公報等に詳述されている。

【0161】

即ち、先ず、第1ステップにおいて、術者は、EUSを、目的部位を描出するのに適した管腔まで挿入し、超音波走査を開始して目的部位を超音波画像で描出する。次に、第2ステップにおいて、処置具チャンネルに、上述した磁気センサシステムの挿入部形状検出プローブを挿入して、挿入部形状を3次元的に把握する。

【0162】

40

挿入部形状が図32の挿入部形状173のような形の場合には、第3ステップにおいて、挿入部形状が図32の挿入部形状172となるように修正して、再度目的部位の超音波画像描出を行う。次の第4ステップにおいて、EUSの挿入部形状が挿入部形状172のように比較的直線化された状態で、かつ目的部位を超音波画像で描出することができれば、挿入部形状検出プローブを処置具チャンネルから抜去する。

【0163】

次の第5ステップにおいて、挿入部の形状を変えないように注意しながら、処置具チャンネルに穿刺針を挿通し、EUSガイド下穿刺を行う。

【0164】

50

なお、第3ステップのEUSの挿入部形状を修正する手段としては、挿入部の硬度を変化させる機構を採用することができる。このような硬度可変機構については、日本国特開2003-1111717号公報、日本国特開2001-37704号公報及び日本国特開平5-168586号公報等に詳述されている。

【0165】

挿入部にこのような硬度可変機構を備えたEUSを用いた場合には、第3ステップにおいて、挿入部の硬度を上げることで、挿入部を直線化する。これにより、挿入部形状172のような直線状の挿入形状を得ることができる。また、超音波走査によって目的部位を探しながらEUSを挿入する場合には、挿入部の可撓性を向上させる。これにより、良好な挿入性と的確な穿刺性の両方を得ることができる。

【0166】

EUSの挿入部形状を3次元的に的確に把握し、第3ステップにおいてできる限り直線化することで、穿刺時の反作用力を受けた場合でもEUSの先端部が後退し難くなる。

【0167】

なお、EUSの先端部が後退しなければ、穿刺している間、良好な超音波画像を得ることができ、短時間での穿刺が可能となる。また上述の方法によれば、X線を用いた2次元形状の把握は不要であり、被曝の虞もない。

【0168】

このように、挿入形状を直線状にすることで、目的部位への穿刺がより短時間で実施できるようになり、その後の処置に素早く移行することができるようになる。これにより、手技時間の短縮に繋がり、術者の負担や患者の苦痛を低減することができる。

【0169】

ところで、上記説明では第2ステップにおいて挿入部形状検出プローブを処置具チャネルに挿入した。これに対し、EUS自体に挿入部形状の検出機構を設けることで、挿入部形状検出プローブを挿入する手間を省くことができる。

【0170】

図33はこのような挿入部形状検出機構を有するEUSを示す説明図である。

【0171】

EUS181の挿入部先端には先端硬質部182が設けられる。先端硬質部182には図示しない照明光学系や対物光学系等が設けられている。先端硬質部182の更に先端側にハウジング183に内に超音波振動子184が設置されている。超音波振動子184には超音波ケーブル187が配線され、超音波ケーブル187の基端側は、シールド188や絶縁チューブ189で覆われている。

【0172】

先端硬質部182には処置具チャネル185が設けられ、処置具チャネル185はチャネル開口部186に延びている。処置具チャネル185の基端側にはチャネル口金191を介してチャネルチューブ192が接続されている。

【0173】

チャネルチューブ192の先端寸近から適当な間隔を空けてセンサコイル193-1, 193-2, ... が、チャネルチューブ192を覆うように配置されている。各々の

センサコイル 193-1, 193-2, ... には図示しない信号ケーブルが配線され、図示しない形状検出装置に接続される。形状検出装置の詳細については日本国特開平9 28662号公報、日本国特開2001-46318号公報に記載されている。形状検出装置は、センサコイル 193-1, 193-2, ... からの信号に基づいて、挿入部の形状を検出することができる。

【0174】

なお、超音波ケーブルのセンサコイル 193-1, 193-2, ... と併走する部分には、シールド 188 を設けている。これにより、超音波送受信により発生する電気的ノイズ（電磁波）がセンサコイル 193-1, 193-2, ... に混入することではなく、位置検出能を低下させることはない。

10

【0175】

また、センサコイル 193-1, 193-2, ... に代えて、図 34 に示す歪ゲージ 195 を複数設けてもよい。図 34 は歪ゲージの配置を説明するための説明図である。図 34 ではチャンネルチューブ 192 の円周の 3 力所に歪ゲージ 195 を設けた例を示している。歪ゲージ 195 は、チャンネルチューブ 192 の伸び具合（曲がり方）を検出することができる。チャンネルチューブ 192 の伸び具合から、挿入部形状を検出することができる。

20

【0176】

なお、歪ゲージ 195 は、チャンネルチューブ 192 の曲がりを検出するために、軸方向の同一箇所に少なくとも 3 個を円周上均等に設置した方がよい。軸方向の同一箇所に配置する歪ゲージ 195 の数を増やすことによって、検出精度を向上させることができる。

【0177】

また、形状検出装置は先端側と基端側の角度情報を比較する挿入部形状判別部を設けてもよい。形状検出装置は、挿入部形状判定部によって、EUS 181 の挿入部の先端硬質部 182 と図示しない基端との角度が 90 度以上となっている場合には、警告表示又は警告音を術者に提示するようにしてもよい。

30

【0178】

このような挿入部形状検出機構を有する EUS を採用することで、上述した第 2 ステップにおいて挿入部形状検出プローブを処置具チャンネルに挿入する手間を省くことができる。

【0179】

また、形状検出装置に挿入部形状判別部を設けた場合には、その判定に基づく警告表示又は警告音によって挿入部形状の修正の必要性を判断することもできる。この場合には、警告表示又は警告音が発せられた場合にのみ挿入部形状の修正を行えばよく、挿入部形状の修正要否判断を簡単且つ迅速に行うことができ、作業性に優れている。これにより、手技時間の短縮を図ることができる。

40

【0180】

また、挿入部形状の検出能力を向上させるために、図 35 に示す穿刺針 201 を採用することもできる。図 35 は他の穿刺針を採用した超音波内視鏡を示す説明図である。図 35 に示す穿刺針 201 は、挿入部において、針管 202 と、針管 202 をスライド自在に収納するシース 203 とを有している。

【0181】

50

シース 203 には、シース 203 を処置具チャンネル 185 に挿入して図示しない基端側の操作ハンドルをEUSに固定した際にセンサコイル 193-1, 193-2, ... とそれぞれ略一致する箇所に、鉄やニッケル等の強磁性体からなる金属パイプ 205-1, 205-2, ... が圧入されて固定されている。

【0182】

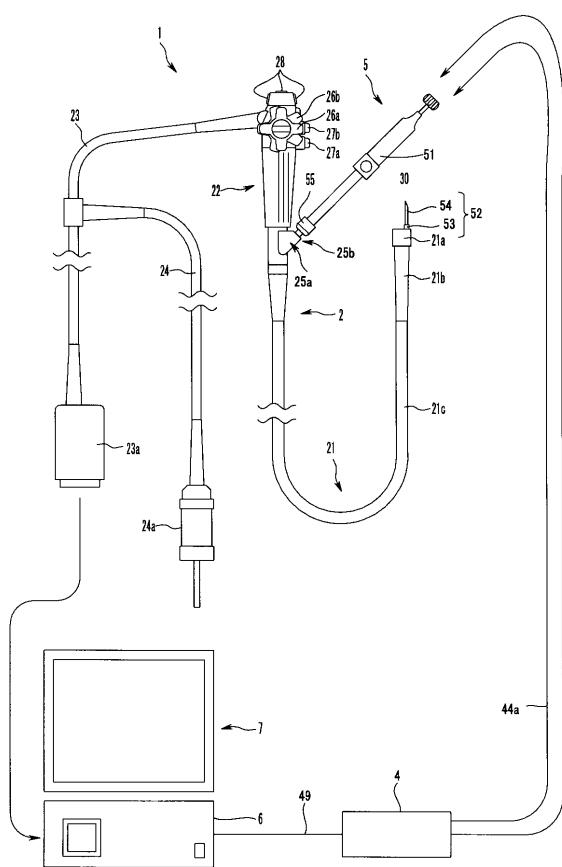
このような構成によれば、上述した第2ステップにおいて、挿入部形状検出プローブに代えて、図35の穿刺針 201 を処置具チャンネル 185 に挿入する。穿刺針 201 のシース 203 に設けた強磁性体の金属パイプ 205-1, 205-2, ... によって、各コイル 193-1, 193-2, ... による磁界の検出能力が向上する。これにより、挿入部形状をより正確に検出して表示することが可能である。また、より弱い磁界でも位置検出が可能であり、消費電力を削減することができるという効果も期待できる。

10

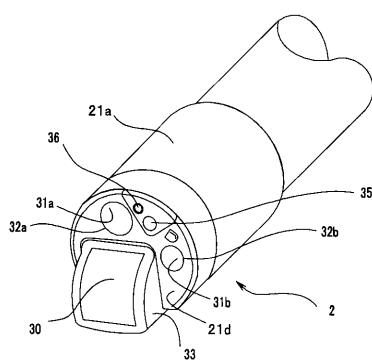
【0183】

本出願は、2008年9月9日に米国に出願された12/207,150を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

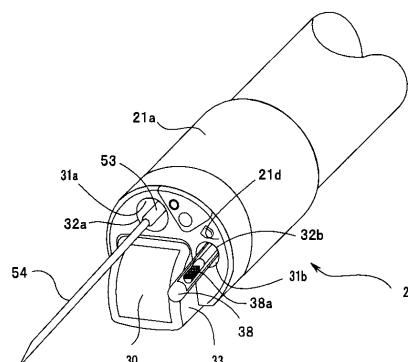
【図1】



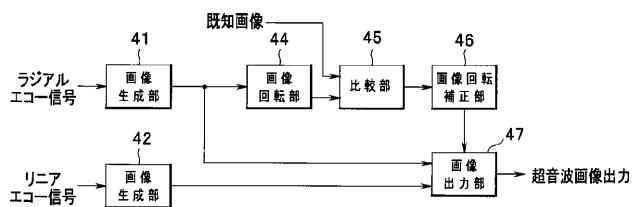
【図2】



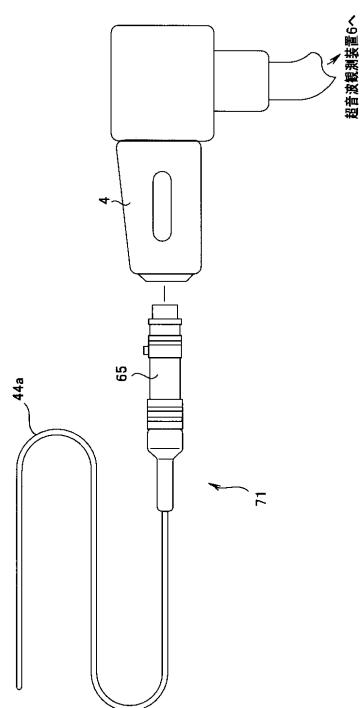
【図3】



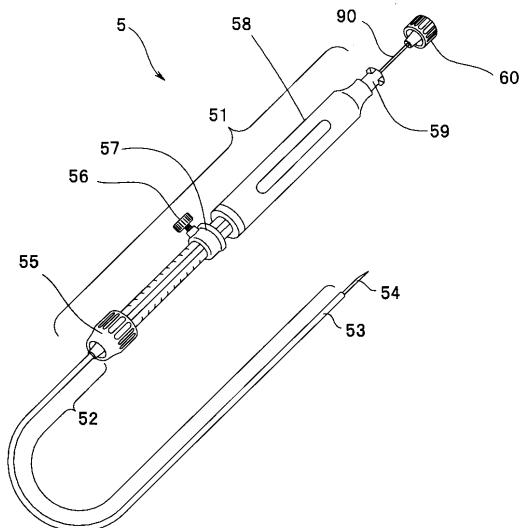
【図4】



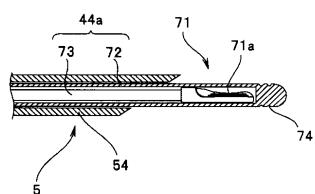
【図6】



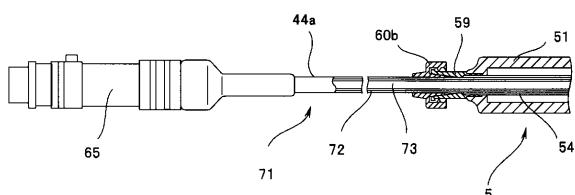
【図5】



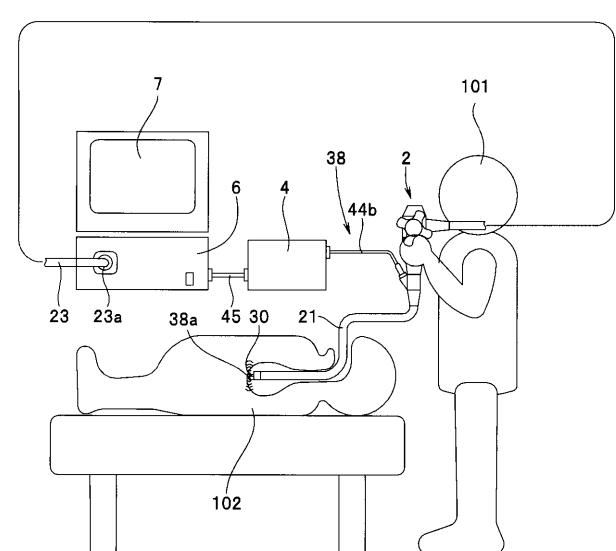
【図7】



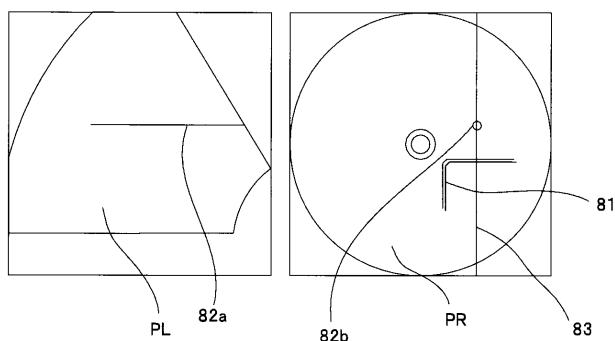
【図8】



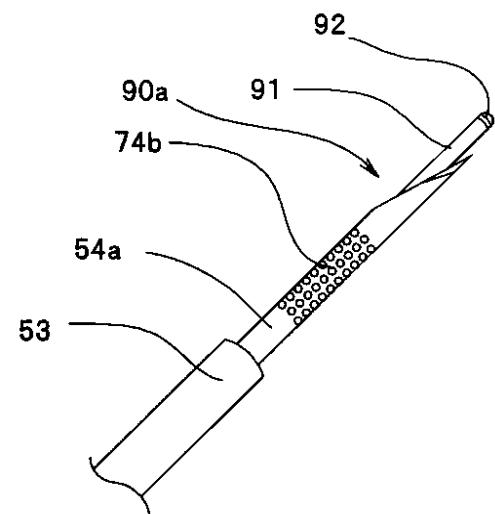
【図9】



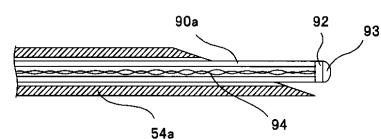
【図 10】



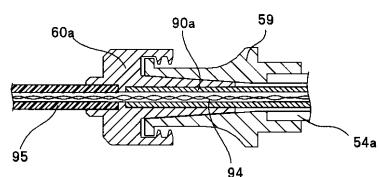
【図 11】



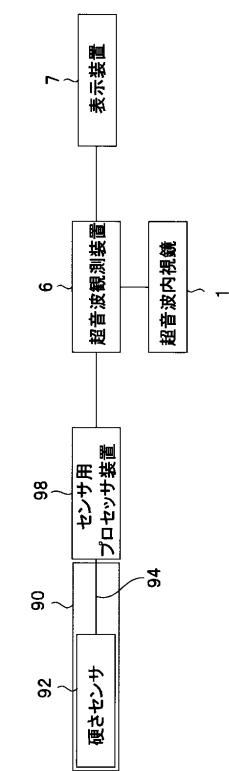
【図 12】



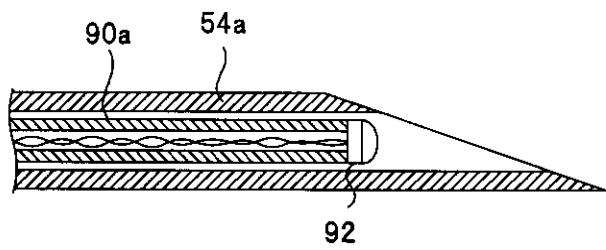
【図 13】



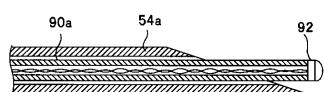
【図 14】



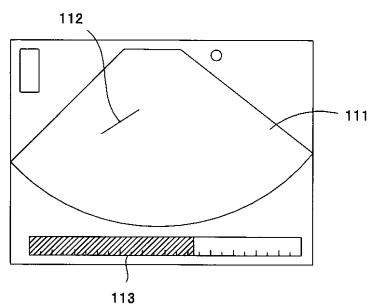
【図 15】



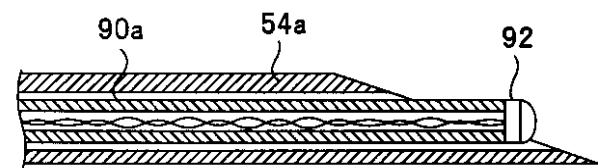
【図 16】



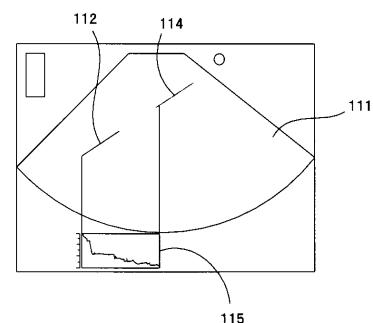
【図 17】



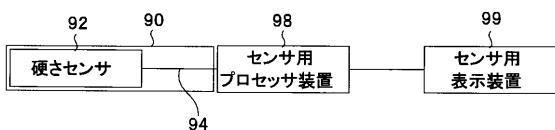
【図 18】



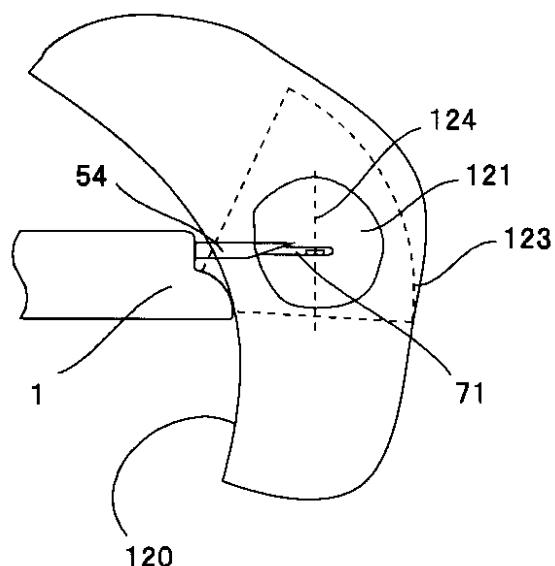
【図 19】



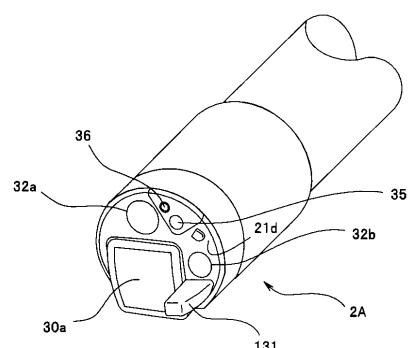
【図 20】



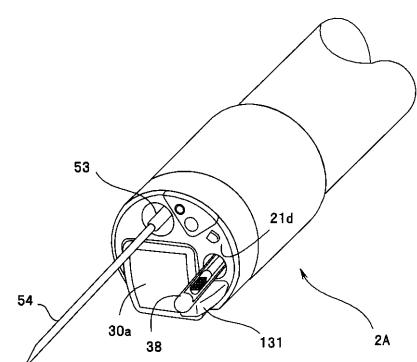
【図 21】



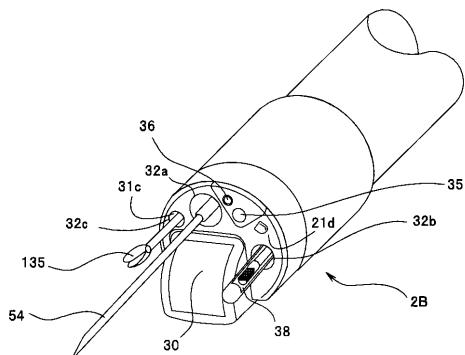
【図 22】



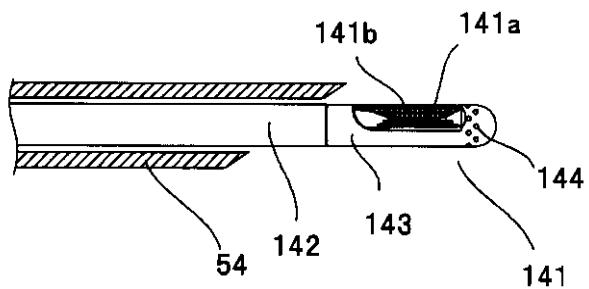
【図 23】



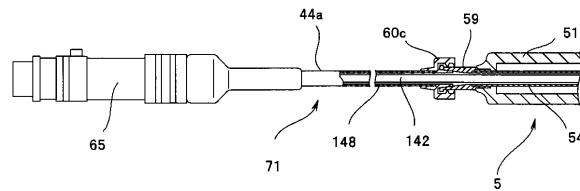
【図 2 4】



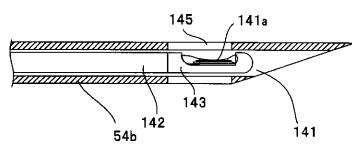
【図 2 5】



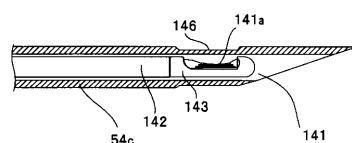
【図 2 6】



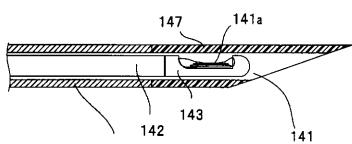
【図 2 7】



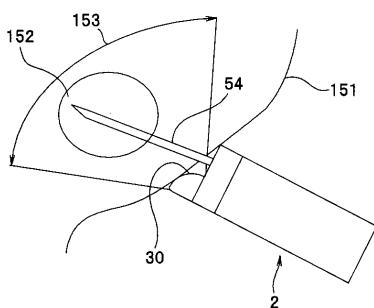
【図 2 8】



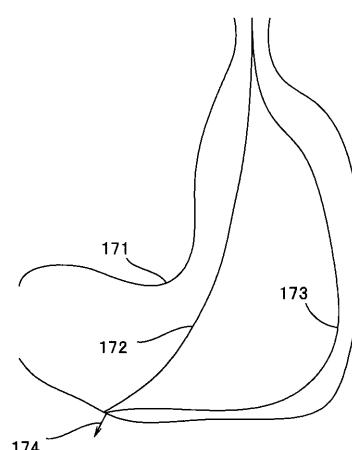
【図 2 9】



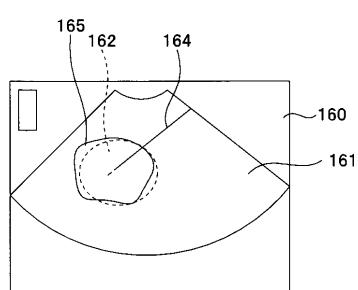
【図 3 0】



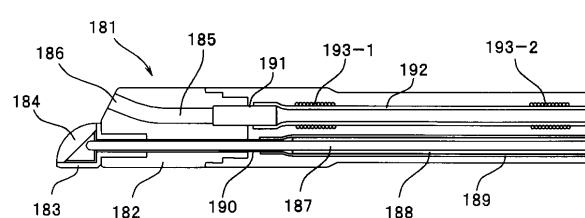
【図 3 2】



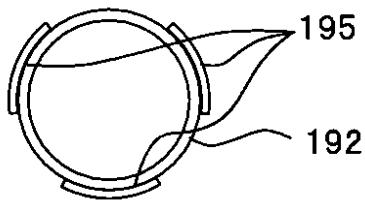
【図 3 1】



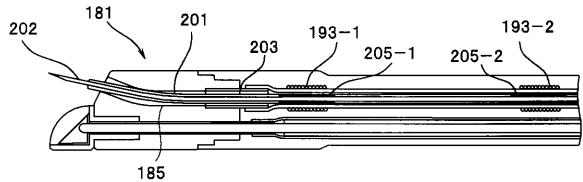
【図 3 3】



【図 3 4】



【図 3 5】



【手続補正書】

【提出日】平成22年3月29日(2010.3.29)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

本発明の一態様の超音波内視鏡システムは、チャンネルを有し被検体内に挿入可能な挿入部と、前記挿入部に設けられ所定量突出した突出部と、前記突出部に設けられた第1の超音波観測部と、前記挿入部に設けられ前記第1の超音波観測部の観測領域に対して挿抜自在な穿刺針と、前記チャンネルから導出可能であって、前記突出部および前記穿刺針を同時に観察できる超音波プローブと、を具備する。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0007】

また、本発明の他の態様の超音波内視鏡システムは、超音波内視鏡と、前記超音波内視鏡に設けられ、被検体内に挿入可能な挿入部と、前記挿入部の先端面に設けられ所定量突出した突出部と、前記突出部設けられて、所定の観測領域を有する第1の超音波観測部と、前記挿入部の先端面に第1の開口を有する第1の処置具チャンネルと、前記挿入部の先端面のうち前記第1の開口部と前記突出部とを結ぶ線上から外れた位置に設けられる第2の開口を有する第2の処置具チャンネルと、前記第2の処置具チャンネルに挿通され前記

第2の開口から突出し、前記第1開口部から導出される前記処置具と前記突出部とを同時に観察可能である超音波プローブと、を具備する。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正6】

【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】

チャンネルを有し被検体内に挿入可能な挿入部と、

前記挿入部に設けられ所定量突出した突出部と、

前記突出部に設けられた第1の超音波観測部と、

前記挿入部に設けられ前記第1の超音波観測部の観測領域に対して挿抜自在な穿刺針と、

前記チャンネルから導出可能であって、前記突出部および前記穿刺針を同時に観察できる超音波プローブと、

を具備した超音波内視鏡システム。

【請求項2】

超音波内視鏡と、

前記超音波内視鏡に設けられ、被検体内に挿入可能な挿入部と、

前記挿入部の先端面に設けられ所定量突出した突出部と、

前記突出部設けられて、所定の観測領域を有する第1の超音波観測部と、

前記挿入部の先端面に第1の開口を有する第1の処置具チャンネルと、

前記挿入部の先端面のうち前記第1の開口部と前記突出部とを結ぶ線上から外れた位置に設けられる第2の開口を有する第2の処置具チャンネルと、

前記第2の処置具チャンネルに挿通され前記第2の開口から突出し、前記第1開口部から導出される前記処置具と前記突出部とを同時に観察可能である超音波プローブと、

を具備した超音波内視鏡システム。

【請求項3】

前記突出部には超音波反射部が設けられている請求項1に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項4】

前記突出部には超音波反射部が設けられている請求項2に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項5】

さらに、前記処置具として穿刺針と、
前記穿刺針に挿通可能な第2の超音波プローブと、
を含む請求項2に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項6】

前記穿刺針にの少なくとも一部には超音波透過部が設けられており、
前記第2の超音波プローブは前記穿刺針内で超音波観察可能である請求項5に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項7】

さらに、前記処置具として穿刺針と、
前記穿刺針に挿通可能な硬さセンサと、
を含む請求項2に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項8】

さらに
前記第1の超音波観測部で観測された観測結果に基づいて超音波画像を表示可能な超音波観測装置と、
前記硬さセンサの検出結果に基づく硬さ情報を算出し、前記超音波観測装置に出力するセンサ用プロセッサ装置と、を含み、
前記超音波観測装置は、
前記硬さ情報と、前記超音波画像と、が同一画面上に表示されて、
前記硬さセンサの測定位置の移動経路と関連付けて前記硬さ情報が連続して表示されるように、表示部にデータを出力する
請求項7に記載の超音波内視鏡システム。

【手続補正書】

【提出日】平成22年7月1日(2010.7.1)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

本発明の一態様の超音波内視鏡システムは、被検体内に挿入可能な挿入部と、前記挿入部の先端に設けられた先端面と、前記先端面に設けられ所定量突出した突出部と、前記突出部に設けられ所定の観測領域を有する第1の超音波観測部と、前記所定の観測領域に対して挿抜自在な穿刺針と、前記先端面に設けられたチャンネルと、走査範囲として少なくとも前記突出部から前記穿刺針までの範囲を含むよう前記チャンネルから導出可能な超音波プローブと、を具備し、前記突出部は前記穿刺針と前記チャンネルとを直線的に結ぶ線上を除く位置に配置されることを特徴とする。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0007】

また、本発明の他の態様の超音波内視鏡システムは、超音波内視鏡と、前記超音波内視鏡に設けられ、被検体内に挿入可能な挿入部と、前記挿入部の先端面に設けられ所定量突出した突出部と、前記突出部に設けられて、所定の観測領域を有する第1の超音波観測部と、前記挿入部の先端面に第1の開口を有する第1の処置具チャンネルと、前記挿入部の先端面のうち前記第1の開口部と前記突出部とを結ぶ線上から外れた位置に設けられる第2の開口を有する第2の処置具チャンネルと、前記第2の処置具チャンネルに挿通され前記第2の開口から突出し、前記第1開口部から導出される前記処置具と前記突出部とを同

時に観察可能である超音波プローブと、を具備する。

【手続補正3】

【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】

被検体内に挿入可能な挿入部と、
前記挿入部の先端に設けられた先端面と、
前記先端面に設けられ所定量突出した突出部と、
前記突出部に設けられ所定の観測領域を有する第1の超音波観測部と、
前記所定の観測領域に対して挿抜自在な穿刺針と、
前記先端面に設けられたチャンネルと、
走査範囲として少なくとも前記突出部から前記穿刺針までの範囲を含むよう前記チャンネルから導出可能な超音波プローブと、
を具備し、
前記突出部は前記穿刺針と前記チャンネルとを直線的に結ぶ線上を除く位置に配置される超音波内視鏡システム。

【請求項2】

超音波内視鏡と、
前記超音波内視鏡に設けられ、被検体内に挿入可能な挿入部と、
前記挿入部の先端面に設けられ所定量突出した突出部と、
前記突出部に設けられて、所定の観測領域を有する第1の超音波観測部と、
前記挿入部の先端面に第1の開口を有する第1の処置具チャンネルと、
前記挿入部の先端面のうち前記第1の開口部と前記突出部とを結ぶ線上から外れた位置に設けられる第2の開口を有する第2の処置具チャンネルと、
前記第2の処置具チャンネルに挿通され前記第2の開口から突出し、前記第1開口部から導出される前記処置具と前記突出部とを同時に観察可能である超音波プローブと、
を具備した超音波内視鏡システム。

【請求項3】

前記突出部には超音波反射部が設けられている請求項1に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項4】

前記突出部には超音波反射部が設けられている請求項2に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項5】

さらに、前記処置具として穿刺針と、
前記穿刺針に挿通可能な第2の超音波プローブと、
を含む請求項2に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項6】

前記穿刺針にの少なくとも一部には超音波透過部が設けられており、
前記第2の超音波プローブは前記穿刺針内で超音波観察可能である請求項5に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項7】

さらに、前記処置具として穿刺針と、
前記穿刺針に挿通可能な硬さセンサと、
を含む請求項2に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項8】

さらに

前記第1の超音波観測部で観測された観測結果に基づいて超音波画像を表示可能な超音波観測装置と、

前記硬さセンサの検出結果に基づく硬さ情報を算出し、前記超音波観測装置に出力するセンサ用プロセッサ装置と、を含み、

前記超音波観測装置は、

前記硬さ情報と、前記超音波画像と、が同一画面上に表示されて、

前記硬さセンサの測定位置の移動経路と関連付けて前記硬さ情報が連続して表示されるように、表示部にデータを出力する

請求項7に記載の超音波内視鏡システム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2009/065627
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/12 (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) A61B8/12		
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 1996-2009 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2009 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2009		
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 9-108216 A (Hitachi Medical Corp.), 28 April 1997 (28.04.1997), paragraphs [0002], [0016] to [0019], [0031] to [0032]; fig. 1, 13 & US 5829439 A	1-10,17-21
Y	JP 2005-118134 A (Olympus Corp.), 12 May 2005 (12.05.2005), paragraphs [0021] to [0024], [0031] to [0033]; fig. 1, 2, 8 (Family: none)	1-10,17-21
Y	JP 9-84789 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 31 March 1997 (31.03.1997), paragraphs [0022] to [0023], [0064] to [0065]; fig. 5, 6, 14 (Family: none)	6-9
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“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)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“&” document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 06 October, 2009 (06.10.09)		Date of mailing of the international search report 20 October, 2009 (20.10.09)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2009/065627
C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2001-299754 A (Hitachi Medical Corp.), 30 October 2001 (30.10.2001), paragraphs [0024] to [0045]; fig. 1 to 3 (Family: none)	11-16
Y	JP 10-295630 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 10 November 1998 (10.11.1998), abstract; fig. 1, 2 (Family: none)	11-16

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2009/065627										
<p>A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/12 (2006.01)i</p>												
<p>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. A61B8/12</p>												
<p>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</p> <table> <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>1971-2009年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2009年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2009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	1971-2009年	日本国実用新案登録公報	1996-2009年	日本国登録実用新案公報	1994-2009年	
日本国実用新案公報	1922-1996年											
日本国公開実用新案公報	1971-2009年											
日本国実用新案登録公報	1996-2009年											
日本国登録実用新案公報	1994-2009年											
<p>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）</p>												
<p>C. 関連すると認められる文献</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>引用文献の カテゴリー*</th> <th>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</th> <th>関連する 請求項の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Y</td> <td>JP 9-108216 A (株式会社日立メディコ) 1997.04.28 段落 2, 16-19, 31-32、図 1, 13 & US 5829439 A</td> <td>1-10, 17-21</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2005-118134 A (オリンパス株式会社) 2005.05.12 段落 21-24, 31-33、図 1, 2, 8 (ファミリーなし)</td> <td>1-10, 17-21</td> </tr> </tbody> </table>				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 9-108216 A (株式会社日立メディコ) 1997.04.28 段落 2, 16-19, 31-32、図 1, 13 & US 5829439 A	1-10, 17-21	Y	JP 2005-118134 A (オリンパス株式会社) 2005.05.12 段落 21-24, 31-33、図 1, 2, 8 (ファミリーなし)	1-10, 17-21
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 9-108216 A (株式会社日立メディコ) 1997.04.28 段落 2, 16-19, 31-32、図 1, 13 & US 5829439 A	1-10, 17-21										
Y	JP 2005-118134 A (オリンパス株式会社) 2005.05.12 段落 21-24, 31-33、図 1, 2, 8 (ファミリーなし)	1-10, 17-21										
<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。										
<p>* 引用文献のカテゴリー</p> <p>「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</p> <p>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</p>												
国際調査を完了した日 06.10.2009		国際調査報告の発送日 20.10.2009										
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 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） 右高 孝幸	2Q 9808 電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2009/065627
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
Y	JP 9-84789 A (オリンパス光学工業株式会社) 1997. 03. 31 段落 22-23, 64-65、図 5, 6, 14 (ファミリーなし)	6-9
Y	JP 2001-299754 A (株式会社日立メディコ) 2001. 10. 30 段落 24-45、図 1-3 (ファミリーなし)	11-16
Y	JP 10-295630 A (オリンパス光学工業株式会社) 1998. 11. 10 要約、図 1, 2 (ファミリーなし)	11-16

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(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,SE,SI,S,K,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,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 佐藤 雅俊

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

(72)発明者 薦木 新一

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

(72)発明者 今橋 拓也

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

F ターム(参考) 4C601 BB14 BB22 BB24 DE06 EE05 EE11 FE02 FE03 FF05 FF06

GA20 GA25 GA27 HH06 HH36 KK12 KK24 KK28 KK36

(注)この公表は、国際事務局(W I P O)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)	超声波内窥镜系统，超声波探头和超声波内窥镜		
公开(公告)号	JPWO2010029906A1	公开(公告)日	2012-02-02
申请号	JP2010512450	申请日	2009-09-08
[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	仁科研一 中里威晴 佐藤直 佐藤雅俊 鳶木新一 今橋拓也		
发明人	仁科 研一 中里 威晴 佐藤 直 佐藤 雅俊 鳶木 新一 今橋 拓也		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B1/018 A61B8/445		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB14 4C601/BB22 4C601/BB24 4C601/DE06 4C601/EE05 4C601/EE11 4C601/FE02 4C601/FE03 4C601/FF05 4C601/FF06 4C601/GA20 4C601/GA25 4C601/GA27 4C601/HH06 4C601/HH36 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK28 4C601/KK36		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	12/207150 2008-09-09 US		
其他公开文献	JP4581036B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[图3]

当超声波内窥镜到达目标部位时，穿刺针位于第一超声波图像的扫描范围内。结果，在第一超声图像上绘制出穿刺针的图像。此外，将超声探头插入穿刺针中，并且超声探头的超声换能器经由穿刺针放置在目标部位内部。然后，驱动超声探头以绘制第二超声图像。该第二超声图像使得能够详细观察穿刺针的目标部位的内部。

