

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-167092
(P2004-167092A)

(43) 公開日 平成16年6月17日(2004.6.17)

(51) Int.Cl. 7

A 61 B 8/12

F 1

A 61 B 8/12

テーマコード(参考)

4 C 3 O 1

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号

特願2002-338434 (P2002-338434)

(22) 出願日

平成14年11月21日 (2002.11.21)

(71) 出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(74) 代理人 100075258

弁理士 吉田 研二

(74) 代理人 100096976

弁理士 石田 純

(72) 発明者 伊藤 壽夫

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

Fターム(参考) 4C301 AA02 BB12 BB14 BB22 CC02

EE07 EE12 FF04 FF19 GA01

GA03 GB04 GD09 GD14 HH13

JC14 JC16 KK12

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波診断装置

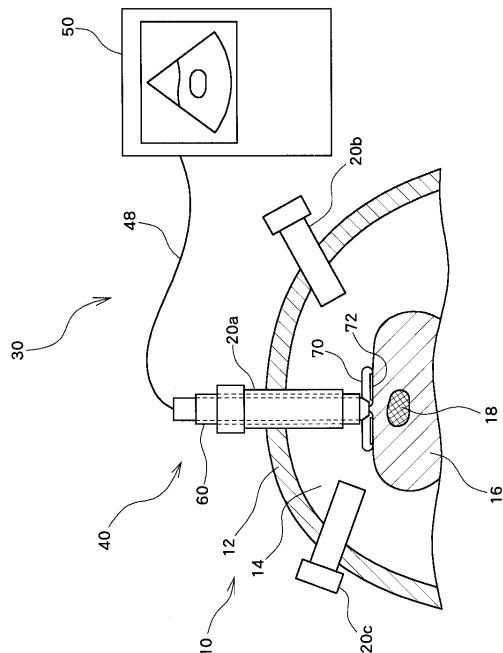
(57) 【要約】

【課題】トラカルを通して体腔内に挿入する超音波振動子を用いる超音波診断装置において、超音波送受信の開口を広くすることである。

【解決手段】超音波診断装置30は、プローブ40と、本体部50と、信号ケーブル48とから構成される。生体10の腹部に穴を開け、そこからトラカルを通して気圧を掛けて膨らませる。腹壁12の他の部位に穴を開け、その穴にトラカル20を刺す。トラカル20aにプローブ40が挿入される。プローブ40は、先端に複数の支持部70を備え、後端部の操作部60の操作により、各支持部70の離反角度を変化させ、その形態を「すぼめ」たり、「広げ」たりできるプローブである。超音波振動子72は、各支持部70に支持されて設けられる。

【選択図】

図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

トラカールを通して生体の体腔内に挿入されるプローブを含む超音波診断装置において、前記プローブは、

超音波を送受信する超音波振動子と、

前記超音波振動子を支持面に支持する複数の支持部であって、前記トラカールにプローブが挿入されたときに前記トラカールの挿入先端側から前記体腔内に露出し、相互に離反して広がり広径化し、前記超音波振動子を超音波の照射対象に臨ませる複数の支持部と、前記トラカールにプローブが挿入されたときに前記トラカールの後端側から前記生体の外部に延伸する操作部と、

前記操作部の操作量に応じて前記各支持部の離反量を変化させる可変機構と、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記各支持部は、前記プローブの先端に設けられた回動軸に回動自在に係合し、

前記可変機構は、前記操作部の操作量に応じて、前記各支持部の間の離反角度を変化させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記可変機構は、

前記複数の支持部を収容可能な内径を有する外筒と、

前記外筒と協働して前記各支持部の離反動作を行う離反動作部材と、を含み、

前記外筒に収容された前記複数の支持部の収容量に応じて、前記離反角度を変化させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記離反動作部材は、前記外筒の端部に向かって、前記各支持部の間の離反角度を最大にする方向に付勢する付勢部材であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記離反動作部材は、前記各支持部の前記支持面の裏面側と、前記外筒とを接続するリンク部材であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記可変機構は、

前記プローブの先端に係合した前記各支持部を、前記プローブ内から回動操作する操作部材と、

前記操作部材と前記支持部とを接続するリンク部材と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、

前記プローブの先端側に装着されたシール部材を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

トラカールを通して生体の体腔内に挿入されるプローブと、本体部とを含む超音波診断装置において、

前記プローブは、

超音波を送受信する超音波振動子と、

前記超音波振動子を支持面に支持する複数の支持部であって、前記トラカールにプローブが挿入されたときに前記トラカールの挿入先端側から前記体腔内に露出し、相互に離反し

10

20

30

40

50

て広がり広径化し、前記超音波振動子を超音波の照射対象に臨ませる複数の支持部と、前記トラカールにプローブが挿入されたときに前記トラカールの後端側から前記生体の外部に延伸する操作部と、

前記操作部の操作量に応じて前記各支持部の離反量を変化させる可変機構と、を備え、

前記本体部は、

前記超音波の送受信を制御する送受信制御部と、

前記複数の超音波振動子の各出力信号に基づき、合成超音波画像を形成する画像処理部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断装置において、

前記各支持部は、前記プローブの先端に設けられた回動軸に回動自在に係合するものであり、

前記可変機構は、前記操作部の操作量に応じて、前記各支持部の間の離反角度を変化させるものであり、

前記送受信制御部は、前記離反角度に応じて形成される不感応領域に向けて、各超音波振動子の前記超音波の送受信方向を偏向させる制御を行うことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 10】

請求項 8 に記載の超音波診断装置において、

前記各支持部は、前記プローブの先端に設けられた回動軸に回動自在に係合するものであり、

前記可変機構は、前記操作部の操作量に応じて、前記各支持部の回動角度を変化させるものであり、

前記各支持部の回動角度を検出する角度センサを含み、

前記画像処理部は、

前記角度センサにより検出された各回動角度に基づき、前記各超音波振動子の前記超音波の送受信方向を特定し、超音波照射対象の同一観察位置に対する複数方向からの受信信号に基づき、合成超音波画像を形成することを特徴とする超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、トラカールを通して生体の体腔内に超音波振動子を挿入する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、内視鏡を用いた手術や検査が行われるようになってきている。内視鏡を用いた手術や検査においては、患者の腹部に穴を開け、そこから例えばトラカールを通して気圧を掛けて腹部を膨らませる。トラカールは、内径がおよそ 10 mm 程度の中空管で、このトラカールを通して内視鏡、電気メス等の手術具を体腔内に挿入して、内視鏡の観察の下で作業を行う。このような手術や検査において、超音波探触子をトラカールを通して体腔内に挿入し、臓器等の生体組織に当接させ、その超音波探触子によるリアルタイムの超音波断層像をモニタしながら手術や検査を行う方法が採られるようになってきている。

【0003】

トラカールを通して体腔内に挿入する超音波探触子としては、細長い棒状の探触子軸の側面にリニアアレイタイプの超音波振動子を配置したものがある。また特許文献 1 には、細長い棒状の探触子軸に関節部を設けて、その先に超音波振動子を配置した探触子ヘッドを設け、探触子ヘッドを探触子軸から傾斜させることができる構成が開示されている。また、内視鏡のように湾曲可能な軸の先端または側面に超音波振動子を設けたもの等も用いら

40

50

れる。

【0004】

【特許文献1】

特許第2664631号公報

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、トラカールの内径は一般には約10mmと小さいために、トラカールを通して体腔内に挿入できる超音波振動子の大きさに制限が加えられ、十分な検査、診断を行うことができない。例えば、従来例において棒状あるいは湾曲可能な軸の先端に超音波振動子を設けたいわゆるエンドファイバー型のものでは、超音波送受信の開口はトラカールの内径に制限され、数mmの径に過ぎない。また、棒状あるいは湾曲可能な軸の側面に超音波振動子を設けたいわゆるサイドファイバー型のものでは、超音波送受信の開口を大きく取ろうとするときはその分トラカールの挿入先端側から体腔内に長く突き出すか、あるいは大きく曲げて長く繰り出す必要があるが、腹腔手術空間の制限のために、十分な突き出し量あるいは繰り出し量を確保することができない。

【0006】

また、トラカールを通して体腔内に挿入できる超音波振動子の超音波の送受信可能領域に限度があり、生体組織に対して複数方向からの超音波の送受信が困難で、たとえば得られる断層画像にシャドウ等がつくことが多い。

【0007】

このように、トラカールを通して体腔内に挿入する超音波振動子を用いる超音波診断装置においては、トラカールの内径と、体腔空間等の制約から、開口の広い超音波送受信を行うことが困難であった。また、得られた断層画像にシャドウがつくなど超音波画像の画質に問題があった。

【0008】

本発明の目的は、かかる従来技術の課題を解決し、トラカールを通して体腔内に挿入する超音波振動子を用いる超音波診断装置において、超音波送受信の開口を広くすることができる超音波診断装置を提供することである。他の目的は、トラカールを通して体腔内に挿入する超音波振動子を用いる超音波診断装置において、超音波画像の画質を向上させることができる超音波診断装置を提供することである。

【0009】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明に係る超音波診断装置は、トラカールを通して生体の体腔内に挿入されるプローブを含む超音波診断装置において、前記プローブは、超音波を送受信する超音波振動子と、前記超音波振動子を支持面に支持する複数の支持部であって、前記トラカールにプローブが挿入されたときに前記トラカールの挿入先端側から前記体腔内に露出し、相互に離反して広がり広径化し、前記超音波振動子を超音波の照射対象に臨ませる複数の支持部と、前記トラカールにプローブが挿入されたときに前記トラカールの後端側から前記生体の外部に延伸する操作部と、前記操作部の操作量に応じて前記各支持部の離反量を変化させる可変機構と、を備えることを特徴とする。

【0010】

上記構成により、トラカールを通して生体の体腔内に挿入されるプローブの先端の複数の支持部が、操作部の操作量に応じ相互に離反する離反量を変化させる。したがって、トラカールにプローブを挿入するときは、操作部の操作により各支持部間の離反量を最小にして「すぼめ」、その状態でトラカールを通過させ、支持部がトラカールの挿入先端側から体腔内に露出した状態で、操作部を操作して各支持部間の離反量を増大させて「広げ」ができる。そして、各支持部を「広げ」た状態では、各超音波振動子の配置も大きく広がり、超音波送受信開口を広くすることができる。

【0011】

また、前記各支持部は、前記プローブの先端に設けられた回動軸に回動自在に係合し、前

10

20

30

40

50

記可変機構は、前記操作部の操作量に応じて、前記各支持部の間の離反角度を変化させることが好ましい。

【0012】

上記構成により、各支持部は回動軸周りに回動できる。この場合各支持部の間の離反量は各支持部の間の離反角度で代表することができ、操作部の操作量に応じ可変機構は離反角度を変化させる。したがって、各支持部を回動軸周りに回動自在に係合するという簡単な構成により、複数の支持部の全体を、あたかも傘のように、操作部の操作量に応じ、すばめたり、広げたりでき、その広げ具合もコントロールすることができる。

【0013】

また、前記可変機構は、前記複数の支持部を収容可能な内径を有する外筒と、前記外筒と協働して前記各支持部の離反動作を行う離反動作部材と、を含み、前記外筒に収容された前記複数の支持部の収容量に応じて、前記離反角度を変化させることが好ましい。

【0014】

上記構成により、外筒を動かして各支持部の離反動作を行わせる。そして、各支持部の離反角度が小さくなるにつれ外筒の内部に各支持部が収容され易くなる。したがって、外筒を動かすという簡単な操作で、離反角度をコントロールすることができる。

【0015】

また、前記離反動作部材は、前記外筒の端部に向かって、前記各支持部の間の離反角度を最大にする方向に付勢する付勢部材であることが好ましい。上記構成により、離反角度を最大にしようとする付勢部材と、外筒とを協働させて、外筒を動かすことで離反角度を変化させる。したがって、簡単な構成と簡単な操作により離反角度を変化させることができる。

【0016】

また、前記離反動作部材は、前記各支持部の前記支持面の裏面側と、前記外筒とを接続するリンク部材であることが好ましい。上記構成により、外筒を動かすことでリンク部材を介し各支持部を回動軸まわりに回動させる。したがって、簡単な構成と簡単な操作により離反角度を変化させることができる。

【0017】

また、前記可変機構は、前記プローブの先端に係合した前記各支持部を、前記プローブ内から回動操作する操作部材と、前記操作部材と前記支持部とを接続するリンク部材と、を含むことが好ましい。上記構成により、プローブ内に設けた操作部材により、各支持部を回動軸まわりに回動させる。したがって、プローブ内に可変機構を収めることができる。

【0018】

また、本発明に係る超音波診断装置は、前記プローブの先端側に装着されたシール部材を含むことが好ましい。上記構成により、プローブ内に収納される可変機構を、プローブの外部から遮蔽する。したがって、体腔内の生体組織を可変機構によって汚染することを防止し、また、可変機構が生体組織により汚染されることを防止できる。

【0019】

また、本発明に係る超音波診断装置は、トラカールを通して生体の体腔内に挿入されるプローブと、本体部とを含む超音波診断装置において、前記プローブは、超音波を送受信する超音波振動子と、前記超音波振動子を支持面に支持する複数の支持部であって、前記トラカールにプローブが挿入されたときに前記トラカールの挿入先端側から前記体腔内に露出し、相互に離反して広がり広径化し、前記超音波振動子を超音波の照射対象に臨ませる複数の支持部と、前記トラカールにプローブが挿入されたときに前記トラカールの後端側から前記生体の外部に延伸する操作部と、前記操作部の操作量に応じて前記各支持部の離反量を変化させる可変機構と、を備え、前記本体部は、前記超音波の送受信を制御する送受信制御部と、前記複数の超音波振動子の各出力信号に基づき、合成超音波画像を形成する画像処理部と、を備えることを特徴とする。

【0020】

上記構成により、複数の超音波振動子からそれぞれ超音波の照射対象に対し超音波を送信

10

20

30

40

50

し、それぞれのエコー信号に基づいて、超音波画像を合成する。このことで、照射対象について、1つの照射方向からの情報のみならず、多方向からの情報に基づいた画像を得ることができる。

【0021】

また、前記各支持部は、前記プローブの先端に設けられた回動軸に回動自在に係合するものであり、前記可変機構は、前記操作部の操作量に応じて、前記各支持部の間の離反角度を変化させるものであり、前記送受信制御部は、前記離反角度に応じて形成される不感応領域に向けて、各超音波振動子の前記超音波の送受信方向を偏向させる制御を行うことが好ましい。

【0022】

回動軸周辺には超音波振動子を配置しにくいので、複数の支持部を組み合わせても、離反角度によっては、回動軸の周辺から照射対象に対し超音波の送受信を行うことが難しく、その部分が超音波画像を形成できない不感応領域となることがおこる。上記構成により、各超音波振動子の送受信方向を不感応領域に向けて偏向させる。したがって、離反角度によらず不感応領域をなくし、広い超音波送受信開口を確保することができる。

【0023】

また、前記各支持部は、前記プローブの先端に設けられた回動軸に回動自在に係合するものであり、前記可変機構は、前記操作部の操作量に応じて、前記各支持部の回動角度を変化させるものであり、前記各支持部の回動角度を検出する角度センサを含み、前記画像処理部は、前記角度センサにより検出された各回動角度に基づき、前記各超音波振動子の前記超音波の送受信方向を特定し、超音波照射対象の同一観察位置に対する複数方向からの受信信号に基づき、合成超音波画像を形成することが好ましい。

【0024】

超音波照射対象に対し、複数の支持部を用いることで、同一観察位置について多方向から超音波の送受信を行い、例えば、生体組織の表側から観察した情報と裏側から観察した情報を得ることができる。上記構成により、各支持部の回動角度から各超音波振動子からの超音波の送受信方向を特定する。したがって、特定された各超音波の送受信方向から、複数方向からの受信信号を合成して、例えば、表側から観察した情報と裏側から観察した情報を合成して、シャドウの少ない画質のよい画像を得ることができる。

【0025】

【発明の実施の形態】

以下、図面を用いて、本発明に係る実施の形態につき詳細に説明する。図1は、生体10に対し、内視鏡と、超音波診断装置30を用いて、生体の体腔内の生体組織を観察する様子を示した図である。

【0026】

一般に、内視鏡を用いた手術または検査においては、生体10の腹部に穴を開け、そこから例えばトラカールを通して気圧を掛けて腹部を膨らませる。図において、膨らんだ腹部について腹壁12、体腔14、体腔内の生体組織16として胆のう、生体組織16内の患部18として胆のう内の結石が示されている。腹壁12に例えば3箇所の穴を開け、その穴にそれぞれトラカール20を刺す。トラカール20としては、例えば内径が10-15mmのものを用いることができる。トラカール20aには、本実施の形態にかかる超音波診断装置30のプローブ40が挿入される。また、トラカール20bには内視鏡が、トラカール20cには電気メス等の手術具が挿入される。トラカールの数は、手術または検査の目的に応じ増減することができる。

【0027】

超音波診断装置30は、超音波振動子を備えるプローブ40と、プローブ40の超音波振動子に対して超音波の送受信を制御し、受信信号を処理して超音波画像を形成し表示する本体部50と、プローブ40と本体部50とを接続する信号ケーブル48から構成される。

【0028】

10

20

30

40

50

プローブ 40 は、先端に複数の支持部 70 を備え、後端部の操作部 60 の操作により、各支持部 70 の離反角度を変化させ、その形態を「すぼめ」たり、「広げ」たりできるプローブである。超音波振動子 72 は、各支持部 70 に支持されて設けられる。

【0029】

図2にプローブ 40 の概略図を示す。このプローブ 40 は、先端に2個の支持部 70a, 70b を有するハウジング 80 と、ハウジング 80 の外周に沿って摺動可能な外筒 86 とから構成される。後述するように、外筒 86 の後端部が操作部 60 の機能を有し、外筒 86 の先端部と各支持部 70a, 70b との接触部分等が離反角度を変化させる可変機構の機能を有する。図2(a)は、外筒 86 を支持部 70a, 70b 側に動かして離反角度を小さくし「すぼめ」た状態、(b)は、外筒 86 を(a)とは反対側に動かして離反角度を大きくし「広げ」た状態を示す。

【0030】

ハウジング 80 は、筒状の部材で、その先端には回動軸 82a, 82b が設けられ、2個の支持部 70a, 70b が回動自在に係合される。回動軸 82a, 82b の周りには、ハウジング 80 と各支持部 70a, 70b との間に、各支持部 70a, 70b を相互に離反させる方向に付勢するコイルばね 84a, 84b が設けられる。ハウジング 80 の長さは、トラカールにプローブ 40 が挿入されたとき、トラカールの挿入先端側から体腔内に各支持部 70a, 70b が露出する長さに設定される。

【0031】

支持部 70a, 70b は、超音波振動子 72a, 72b を支持する機能を有する部材である。図2(a)に示すように、回動軸 82a, 82b の周りに支持部 70a, 70b を回動させて相互に対向させたときに、その対向面を支持面として、各超音波振動子 72a, 72b がその送受信面を向かい合わせるようにして支持される。支持部 70a, 70b において、回動軸 82a, 82b の周りに、コイルばね 84a, 84b が設けられる。コイルばね周りの構造については後述する。

【0032】

超音波振動子 72a, 72b は、超音波の照射対象に対し超音波の送信およびエコーの受信を行うアレイ振動子である。アレイ振動子は複数の振動素子からなり、このアレイ振動子により超音波ビームが形成される。この超音波ビームは電子走査され、その電子走査方式としては、例えば電子リニア走査や電子セクタ走査を用いることができる。

【0033】

外筒 86 は、ハウジング 80 の外周に沿って摺動できる内径と、プローブ 40 が挿入されるトラカールの内径よりやや小さ目の外径を有する筒状の部材である。また、その内径は、離反角度を小さくして「すぼめ」た状態のときに各支持部 70a, 70b をその内部に収納することができるよう設定される。外筒 86 の長さは、トラカールにプローブ 40 が挿入されたとき、外筒 86 の後端部が、トラカールの後端側から生体の外部に延伸する程度の長さに設定される。

【0034】

図3は、プローブ先端の部分断面図で、特に、各支持部の回動軸付近周囲に設けられたコイルばね 84a, 84b が現れる側から見た部分断面図である。図においては、支持部 70a, 70b が「広げ」られるように外筒 86 が上方、すなわちハウジング 80 の後端側の方向に動かされた状態を示す。コイルばね 84a, 84b は、ハウジング 80 の内壁に設けられた回転止め 81 により支持され、他端は各支持部 70a, 70b の内壁に設けられた回転止め 73a, 73b により支持される。コイルばね 84a, 84b の巻き方向は、回動軸 82a, 82b を中心として、各支持部 70a, 70b が相互に離反し、離反角度を大きくする方向に付勢されるように設定される。

【0035】

したがって、コイルばね 84a, 84b の付勢力により、各支持部 70a, 70b の支持面の裏面 74a, 74b と外筒 86 の先端部 88 とは相互に押し付け合う方向に接触し、

10

20

30

40

50

外筒 8 6 をハウジング 8 0 に沿って摺動させる操作量に応じて離反角度を変化させることができる。すなわち、外筒 8 6 の後端部が操作部としての機能を有し、外筒 8 6 の先端部 8 8 と各支持部 7 0 a , 7 0 b の支持面の裏面 7 4 a , 7 4 b 及びコイルばね 8 4 a , 8 4 b とが、操作部の操作量に応じて離反角度を変化させる可変機構としての機能を有する。なお、ハウジング 8 0 の下端部 8 3 は、各支持部 7 0 a , 7 0 b の離反角度の上限を規定するストップとしての機能を有する。

【 0 0 3 6 】

図 3 における A - A 線に沿った断面図を図 4 に示す。支持部 7 0 a は、断面の外形輪郭が略半円形あるいは略かまぼこ形をなし、内部が中空の薄肉成形部材である。断面において底面側には超音波振動子 7 2 a が固定される。また、コイルばね 8 4 a が設けられる近傍の断面においては、仕切り板 7 5 a により、内部が 2 分される。仕切り板 7 5 a の片側の空間にはコイルばね 8 4 a が収納され、もう片側の空間には、超音波振動子 7 2 a からの信号線 7 7 a が収納される。信号線 7 7 a は、仕切り板 7 5 a の片側の専用空間を通り、必要があれば他の信号線とともに信号ケーブル 4 8 を構成し、本体部 5 0 に接続される。

【 0 0 3 7 】

再び図 1 に戻り、上記構成のプローブ 4 0 の生体組織 1 6 に対する作用について説明する。図 1 において、まずトラカール 2 0 a にプローブ 4 0 を挿入する。挿入に際しては、外筒の後端部である操作部 6 0 を操作してプローブ 4 0 の先端部に設けられた 2 個の支持部 7 0 の離反角度を最初にして「すぼめ」た状態にして行う。次にトラカール 2 0 b に挿入された内視鏡を用い、体腔 1 4 内における生体組織 1 6 である胆のうについておよその位置を特定する。そして、内視鏡を見ながら、トラカール 2 0 a に挿入したプローブ 4 0 の先端部に設けられた 2 個の支持部 7 0 を生体組織 1 6 である胆のうに近づける。ついで操作部 6 0 を操作して、2 個の支持部 7 0 の離反角度を大きくして「広げ」、プローブ 4 0 全体をトラカール 2 0 a に沿ってさらに押し込み、2 個の支持部 7 0 を生体組織 1 6 である胆のうに接触させる。

【 0 0 3 8 】

図においては、離反角度を最大、すなわち、2 個の超音波振動子 7 2 をほぼ一平面に並べたと同じ状態にまで「広げ」た場合について示してある。このように、トラカールを通過するときは 2 個の超音波振動子を「すぼめ」、トラカールを通り抜けて体腔内に露出すると、離反角度を大きくして「広げ」ることで、1 個の超音波振動子を単純にトラカールを通した場合に比べ、超音波送受信の開口を 2 倍に広くすることができる。プローブの先端部に設けられる支持部の数、すなわち超音波振動子の数を、「すぼめ」た状態でトラカールを通過できる数まで増加させることで、さらに超音波送受信の開口を広くすることができる。

【 0 0 3 9 】

図 5 は、支持部の数を 3 個または 4 個とするプローブ 1 4 0 の例を示す図である。このプローブ 1 4 0 は、先端に 3 個の支持部 1 7 0 a , 1 7 0 b , 1 7 0 c を有するハウジング 1 8 0 と、ハウジング 1 8 0 の外周に沿って摺動可能な外筒 1 8 6 とから構成される。3 個の支持部 1 7 0 a , 1 7 0 b , 1 7 0 c は、ハウジング 1 8 0 に設けられた回転軸 1 8 2 a , 1 8 2 b , 1 8 2 c に回転自在に係合される。また、外筒 1 8 6 に設けられたリンク支軸 1 8 3 a , 1 8 3 b , 1 8 3 c と、各支持部 1 7 0 a , 1 7 0 b , 1 7 0 c の支持面の裏面 1 7 4 a , 1 7 4 b , 1 7 4 c にそれぞれ設けられたリンク支軸 1 7 3 a , 1 7 3 b , 1 7 3 c との間は、それぞれリンク部材 1 8 4 a , 1 8 4 b , 1 8 4 c により接続される。

【 0 0 4 0 】

上記構成において、外筒 1 8 6 をハウジング 1 8 0 の外周に沿って動かすことで、リンク部材 1 8 4 a , 1 8 4 b , 1 8 4 c を介し各支持部 1 7 0 a , 1 7 0 b , 1 7 0 c を回転軸 1 8 2 a , 1 8 2 b , 1 8 2 c まわりに回転させることができる。したがって、外筒 1 8 6 をハウジング 1 8 0 に沿って摺動させる操作量に応じて、各支持部 1 7 0 a , 1 7 0 b , 1 7 0 c の離反角度を変化させることができる。

10

20

30

40

50

【0041】

すなわち、外筒186の後端部が操作部としての機能を有し、外筒186とリンク部材184a, 184b, 184cとが、操作部の操作量に応じて離反角度を変化させる可変機構としての機能を有する。図5(a)は、外筒186を支持部170a, 170b, 170c側に動かして離反角度を小さくし「すぼめ」た状態、(b)は、外筒186を(a)とは反対側に動かして離反角度を大きくし「広げ」た状態を示す。

【0042】

上記構成と同様な構成でさらに支持部の数を4個に増加させ、外筒をハウジングに沿って摺動させる操作量に応じて、4個の支持部の離反角度を変化させることもできる。

【0043】

図6は、外筒を用いず、可変機構をハウジングの内部に収容するプローブ240の例を示す図である。このプローブ240は、ハウジング280を備え、ハウジング280に設けられた回動軸282a, 282bに2個の支持部270a, 270bが回動自在に係合され、ハウジング280内部に、ハウジング280の内周に沿って摺動可能な内筒286が配置される。そして、内筒286に設けられたリンク支軸283a, 283bと、各支持部270a, 270bにそれぞれ設けられたリンク支軸273a, 273bとの間は、それぞれリンク部材284a, 284bにより接続される。各リンク支軸273a, 273bとそれに対応する各回動軸282a, 282bとの距離はできるだけ離すことが望ましい。内筒286の長さは、トラカールにプローブ240が挿入されたとき、内筒286の後端部が、トラカールの後端側から生体の外部に延伸する程度の長さに設定される。

10

20

【0044】

上記構成において、内筒286をハウジング280の内周に沿って動かすことで、リンク部材284a, 284bを介し各支持部270a, 270bを回動軸282a, 282bまわりに回動させることができる。したがって、内筒286をハウジング280に沿って摺動させる操作量に応じて、各支持部270a, 270bの離反角度を変化させることができる。

【0045】

すなわち、内筒286の後端部が操作部としての機能を有し、内筒286とリンク部材284a, 284bとが、操作部の操作量に応じて離反角度を変化させる可変機構としての機能を有する。図6(a)は、内筒286を支持部270a, 270b側から遠ざける方向に動かして離反角度を小さくし「すぼめ」た状態、(b)は、内筒286を(a)とは反対側に動かして離反角度を大きくし「広げ」た状態を示す。

30

【0046】

また、図6において、プローブ240の先端側にシール部材290を装着することができる。すなわち、可変機構はハウジング280の内部に収容されるので、伸縮性を有し、機械的強度が高い材料、例えばフッ素ゴムやE P D M(エチレンプロピレンジエンモノマー)素材をシール部材290として用い、ハウジング280の先端部及び各支持部270a, 270bの回動軸282a, 282b周辺を被覆し、ゴムバンド292でしっかりと封止する。このことで、体腔内の生体組織を可変機構によって汚染することを防止し、また、可変機構が生体組織により汚染されることも防止できる。また、プローブの使用後の洗浄、滅菌処理が容易となる。

40

【0047】

内筒の代わりに、ハウジングの内部に2個の操作部材を設け、その端部にそれぞれリンク支軸を設けて、リンク部材を介して各支持部に設けられたリンク支軸と接続することでも、図6のプローブと同様の作用を得ることができる。

【0048】

図7は、各支持部の回動軸周りの回動角度を検出するために角度センサを設けた様子を示す図である。プローブ40は図2で説明したものである。図7において、2個の支持部70a, 70bがハウジング80に回動自在に係合される回動軸82a, 82bに角度センサ90a, 90bとして小型のエンコーダが設けられる。角度センサ90aは、ハウジン

50

グ 8 0 に対する支持部 7 0 a の回動軸 8 2 a 周りの回動角度を検出し、同様に角度センサ 9 0 b は、支持部 7 0 b の回動角度を検出し、図示されていない信号線を介してそのデータが本体部に送られる。ハウジング 8 0 に対する各支持部 7 0 a , 7 0 b の回動角度から、2 個の支持部間の離反角度 α β を求めることができる。

【 0 0 4 9 】

図 8 、図 9 は、角度センサとしての小型エンコーダの例を示す図である。これらの図において、支持部 7 0 a の断面図を図 4 にならって示してある。図 8 に示す角度センサ 9 0 a としての小型エンコーダの例は、光学式エンコーダである。光学式エンコーダは、例えば、ハウジングに設けられた回動軸 8 2 a に固定されたスリット付円板 9 2 a と、支持部 7 0 a の内壁部分に固定されたフォトインタラプタ 9 4 a とから構成することができる。スリット付円板 9 2 a は、円板の円周方向に沿って複数のスリットが刻まれ、フォトインタラプタ 9 4 a は、スリット付円板 9 2 a を挟んで一方側に発光部、他方側に受光部を備える。この構成において、支持部 7 0 a が回動軸 8 2 a 周りに回動すると、スリット付円板 9 2 a がフォトインタラプタ 9 4 a に対し相対的に回動し、その回動角度は、円板に刻まれたスリットがフォトインタラプタ 9 4 a を横切る数で検出できる。スリット付円板にかえて遮光性部分と透光性部分が規則性をもって配置される部材を用いることもできる。

【 0 0 5 0 】

図 9 における角度センサ 9 1 a としてのエンコーダの例は、磁気式エンコーダである。磁気式エンコーダは、例えば、円周の一部に磁石チップが取り付けられた円板 9 6 a と、磁気検出器 9 8 a とから構成することができる。円板 9 6 a は回動軸 8 2 a に固定され、磁気検出器 9 8 a は支持部 7 0 a に固定される。この構成において、支持部 7 0 a が回動軸 8 2 a 周りに回動すると、円板 9 6 a が磁気検出器 9 8 a に対し相対的に回動し、その回動角度は、円板 9 6 a に取り付けられた磁石チップと磁気検出器 9 8 a との相対関係で検出できる。磁気検出器として例えば MR (磁気抵抗) 素子等を用いることができる。

【 0 0 5 1 】

図 1 0 は、複数の超音波振動子を用いた超音波診断装置 3 0 の信号処理系についてのブロック図である。超音波診断装置 3 0 は、プローブ 4 0 において 2 個の超音波振動子 7 2 a , 7 2 b と、角度センサ 9 0 a , 9 0 b を備える。各超音波振動子と各角度センサとは信号ケーブルで本体部 5 0 と接続される。

【 0 0 5 2 】

本体部 5 0 において、送信部 3 0 2 a , 3 0 2 b は、各超音波振動子 7 2 a , 7 2 b 内部に設けられるアレイ振動子の各チャネルごとに遅延された送信信号を供給する機能を有するものである。受信部 3 0 4 a , 3 0 4 b は、各超音波振動子 7 2 a , 7 2 b からのエコー信号を増幅し、各チャネル間の受信信号の位相差を調整する整相加算等の処理を行い、受信信号として信号処理部 3 0 8 a , 3 0 8 b に出力する回路である。

【 0 0 5 3 】

送受信制御部 3 0 6 は、各送信部 3 0 2 a , 3 0 2 b 、各受信部 3 0 4 a , 3 0 4 b を制御する機能を有する。また、各支持部の回動角度に応じて、各超音波振動子 7 2 a , 7 2 b の超音波の送受信方向を制御することもできる。

【 0 0 5 4 】

図 1 1 は、各超音波振動子の超音波の送受信方向を偏向させる制御を行う様子を示す図である。図において、各支持部 7 0 a , 7 0 b の回動角度が十分大きいとき、各超音波振動子 7 2 a , 7 2 b の超音波の送受信方向を送受信面に垂直方向 f_a , f_b とすると、超音波振動子が配置されない部分に対応して超音波の送受信が行われない不感応領域 X ができる。そこで、各超音波振動子 7 2 a , 7 2 b の超音波の送受信方向を制御し、不感応領域 X に向けて f_a' , f_b' と偏向させる。

【 0 0 5 5 】

このように、複数の支持部を組み合わせたとき、離反角度によっては、回動軸の周辺から診断対象部位に対し超音波の送受信を行うことが難しく、その部分が超音波画像を形成できない不感応領域となることがおこるが、各超音波振動子の送受信方向を不感応領域に向

10

20

30

40

50

けて偏向させることで、不感応領域をなくすことができる。したがって、離反角度によらず不感応領域をなくし、広い超音波送受信開口を確保することができる。

【0056】

信号処理部308a, 308bは、例えばBモード信号処理を行うときは、超音波ビームについて各受信部304a, 304bから出力される整相加算後の受信信号に基づき、エコー信号の包絡振幅を抽出する検波、包絡振幅信号の対数圧縮等の処理を行う機能を有する。Bモード信号処理のほか、必要に応じドプラ信号処理の機能を含ませることもできる。

【0057】

画像処理部310は、信号処理部308a, 308bと接続され、例えばBモード信号処理出力に対し座標変換やデータ補間等の処理を行ってBモード断層画像を形成する機能を有する。画像処理の結果は表示部312に出力される。

【0058】

画像処理には、各超音波振動子72a, 72bからの各受信信号をそれぞれ信号処理し、画像処理して複数の断層画像を形成するほかに、各超音波振動子72a, 72bからの各受信信号に基づいて合成超音波画像を形成することができる。各超音波振動子の超音波の送受信方向は、送受信制御部306の制御信号と、各角度センサ90a, 90bが出力する各支持部の回転角度から特定できるので、超音波診断対象に対する複数の超音波振動子の送受信がそれぞれ求められ、その受信信号を合成することで、診断対象につきシャドウの少ない画像形成を行うことができる。

【0059】

例えば、図7に戻って説明すると、この場合の各支持部の回転角度においては、生体組織16内の患部18の観察位置Pは、支持部70aの超音波振動子72aの送受信方向faと、支持部70bの超音波振動子72bの送受信方向fbとの2方向が交差する。すなわち、観察位置Pは、超音波振動子72aの超音波の送受信により、図において右斜め上からの情報を得ることができ、超音波振動子72bの超音波の送受信により、左斜め上からの情報を得ることができる。この2方向からのエコー信号を信号処理し、画像形成において超音波画像を合成することで、観察位置Pについてシャドウの少ない良質の画像を得ることができる。

【0060】

【発明の効果】

本発明に係る超音波診断装置によれば、トラカールを通して体腔内に挿入する超音波振動子を用いる超音波診断装置において、超音波送受信の開口を広くすることができる。本発明に係る超音波診断装置によれば、トラカールを通して体腔内に挿入する超音波振動子を用いる超音波診断装置において、超音波画像の画質を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る実施の形態の超音波診断装置を用いて、生体の体腔内の生体組織を観察する様子を示した図である。

【図2】本発明に係る実施の形態の超音波診断装置におけるプローブの概略図である。

【図3】コイルばねが現れる側から見たプローブ先端の部分断面図である。

【図4】図3におけるA-A線に沿った支持部の断面図である。

【図5】他の実施の形態のプローブの例を示す図である。

【図6】他の実施の形態のプローブの例を示す図である。

【図7】各支持部の回転軸周りの回転角度を検出するために角度センサを設けた様子を示す図である。

【図8】角度センサの例を示す図である。

【図9】他の実施の形態の角度センサの例を示す図である。

【図10】本発明に係る実施の形態の超音波診断装置の信号処理系についてのブロック図である。

【図11】各超音波振動子の超音波の送受信方向を偏向させる制御を行う様子を示す図で

10

20

30

40

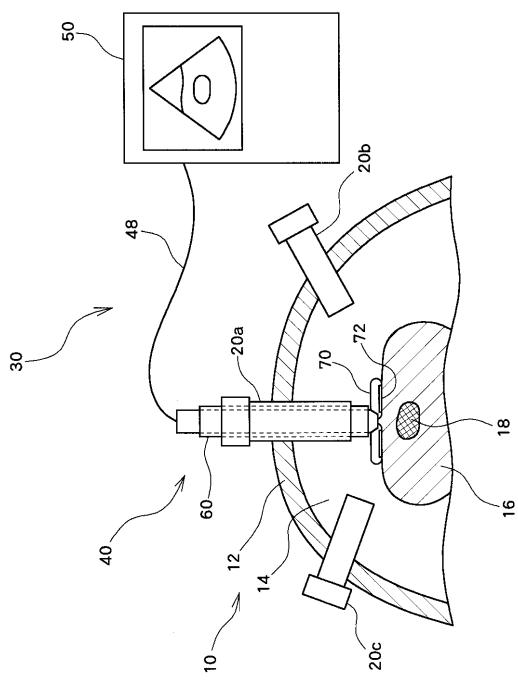
50

ある。

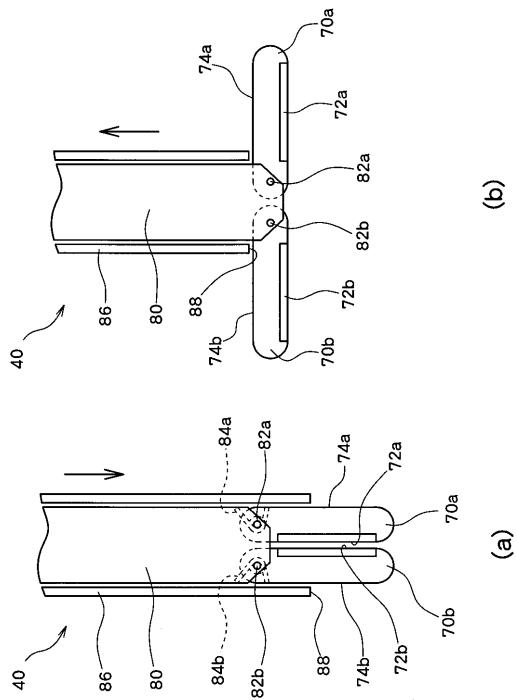
【符号の説明】

10 生体、12 腹壁、14 体腔、16 生体組織、18 患部、20, 20a, 20b, 20c トラカル、30 超音波診断装置、40, 140, 240 プローブ、48 信号ケーブル、50 本体部、60 操作部、70, 70a, 70b, 170a, 170b, 170c, 270a, 270b 支持部、72, 72a, 72b 超音波振動子、74a, 74b, 174a, 174b, 174c 裏面、80, 180, 280 ハウジング、82a, 82b, 182a, 182b, 182c, 270a, 270b 回転軸、86, 186 外筒、90a, 90b, 91a 角度センサ、184a, 184b, 184c, 284a, 284b リンク部材、286 内筒、290 シール部材、30 10 2a, 302b 送信部、304a, 304b 受信部、306 送受信制御部、308 a, 308b 信号処理部、310 画像処理部、312 表示部。

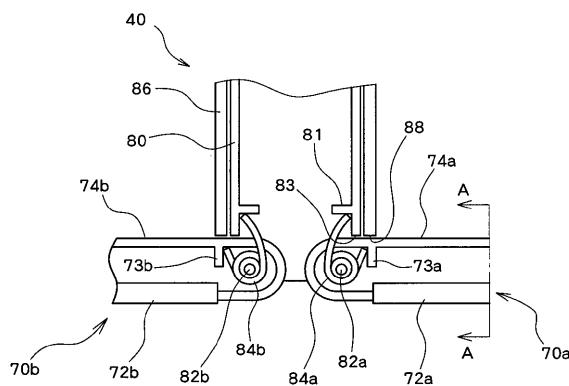
【図1】



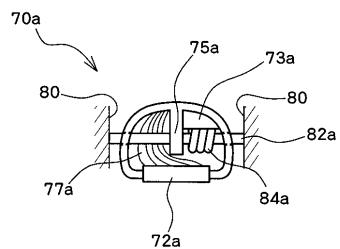
【図2】



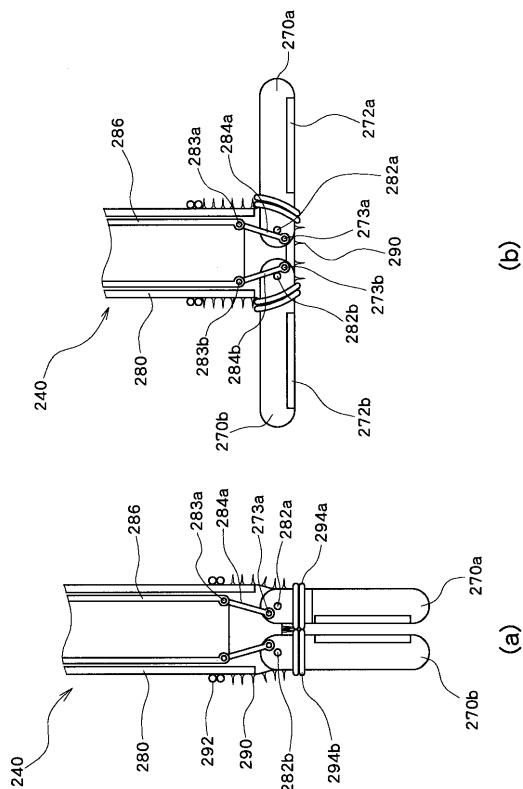
【図3】



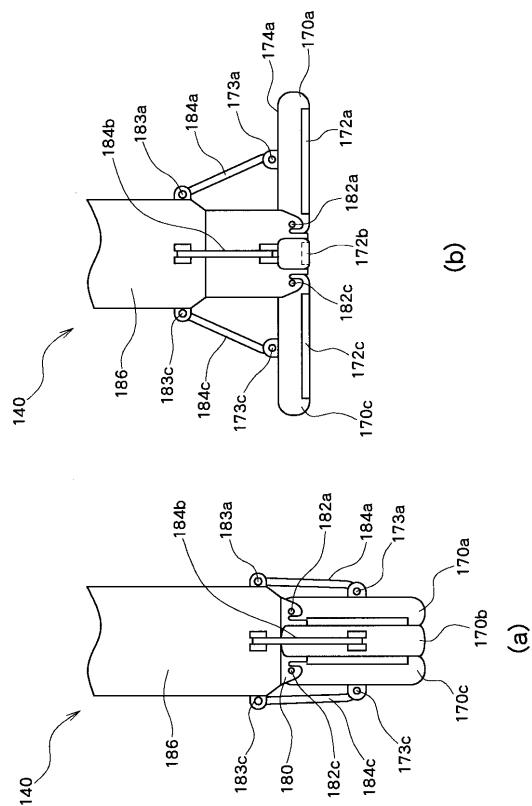
【 図 4 】



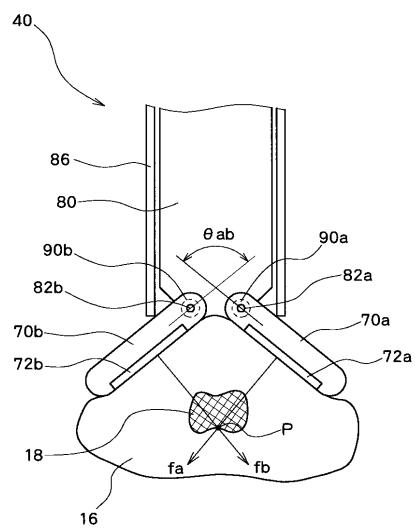
【図6】



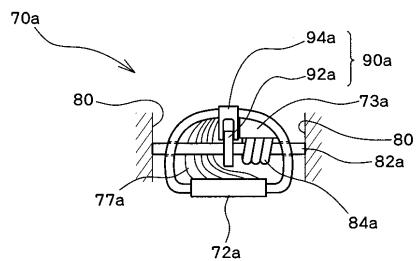
【 四 5 】



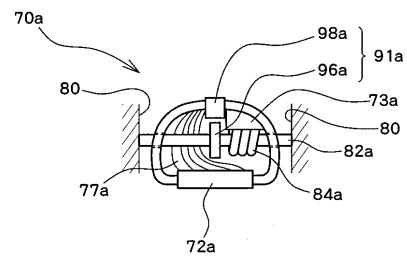
【圖 7】



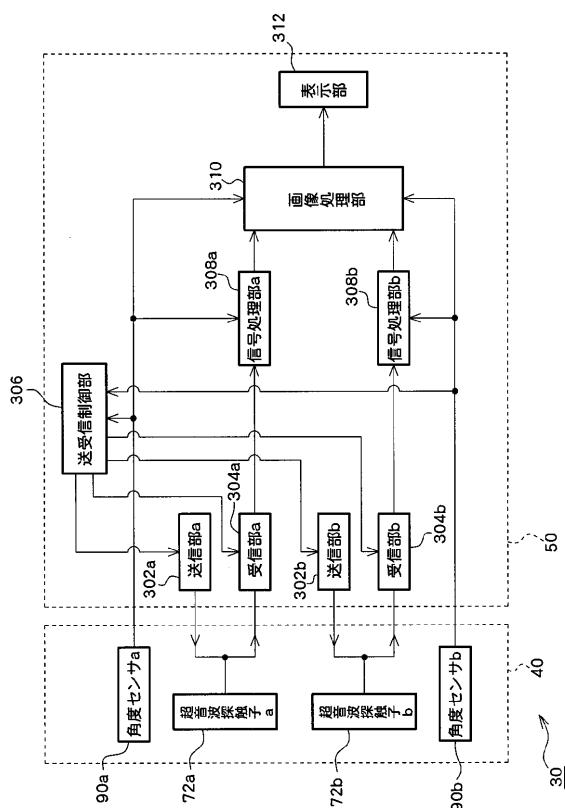
【図8】



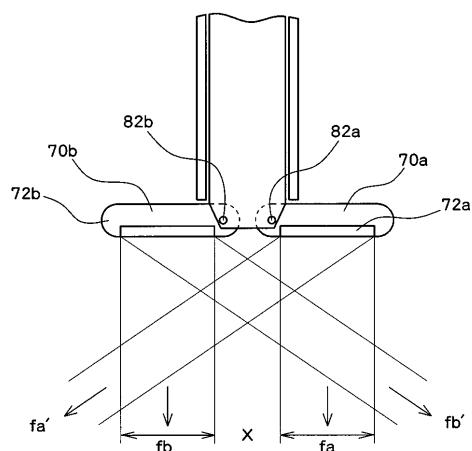
【図9】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB05 BB06 BB27 EE04 EE10 FE01 FF03 FF05 GA01 GA03
GA17 GA21 GA29 GA30 GA32 GB01 GB03 GB04 HH14 HH22
JC15 JC20 JC21 KK12 KK23 KK24

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2004167092A	公开(公告)日	2004-06-17
申请号	JP2002338434	申请日	2002-11-21
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	伊藤壽夫		
发明人	伊藤 壽夫		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB12 4C301/BB14 4C301/BB22 4C301/CC02 4C301/EE07 4C301/EE12 4C301/FF04 4C301/FF19 4C301/GA01 4C301/GA03 4C301/GB04 4C301/GD09 4C301/GD14 4C301/HH13 4C301/JC14 4C301/JC16 4C301/KK12 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB27 4C601/EE04 4C601/EE10 4C601/FE01 4C601/FF03 4C601/FF05 4C601/GA01 4C601/GA03 4C601/GA17 4C601/GA21 4C601/GA29 4C601/GA30 4C601/GA32 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK23 4C601/KK24		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使用通过套管针插入体腔的超声换能器，扩大超声诊断设备中超声发送/接收的开口。超声诊断设备30包括探头40，主体50和信号电缆48。在活体10的腹部上开一个孔，并通过套管针从那里充气。在腹壁12的另一部分上形成孔，并且将套管针20插入该孔中。探针40被插入套管针20a。探针40在尖端处设置有多个支撑部70，并且通过在后端部处操作操作部60，可以改变每个支撑部70的分离角度以“挤入”或“散布”该形式。是的。超声振荡器72被设置为由每个支撑部70支撑。[选型图]图1

