

(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2007-82624

(P2007-82624A)

(43) 公開日 平成19年4月5日(2007.4.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 0 6 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 F	4 C 0 6 1
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 3 0	4 C 1 6 7
A 6 1 M 25/00 (2006.01)	A 6 1 M 25/00 4 0 0	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2005-272523 (P2005-272523)	(71) 出願人	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成17年9月20日 (2005.9.20)	(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	山下 優子 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ カ株式会社内
		(72) 発明者	若林 洋明 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ カ株式会社内
		Fターム(参考)	4C060 AA10 FF02 HH20 MM24
			最終頁に続く

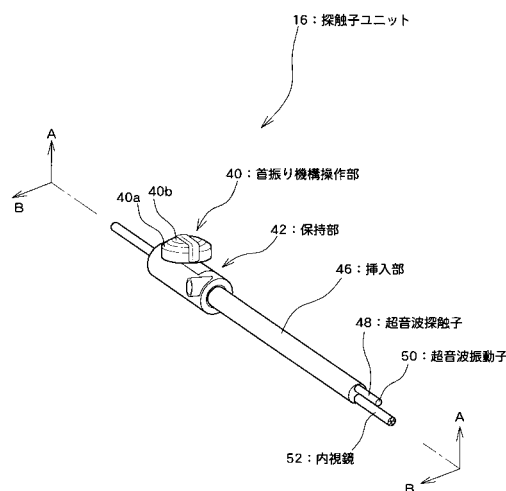
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 体腔に挿入する超音波探触子の深さを制御する。

【解決手段】 探触子ユニット16は、体腔に挿入される挿入部46と、挿入部の挿入方向前方に設けられ超音波振動子50を有する超音波探触子48と、挿入部の挿入方向前方に設けられた内視鏡52とを備える。超音波振動子50と内視鏡52は、それぞれ駆動機構により伸び量を変更することができる。そして、この伸び量は、超音波振動子50を用いた超音波の送受信により測定した挿入方向前方側の対象物との距離に応じて制御される。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔に挿入される挿入部と、
挿入部の挿入方向前方に設けられ、超音波振動子を有する超音波探触子と、
超音波探触子を挿入方向に駆動し、挿入部からの伸び量を変更する第 1 駆動機構と、
超音波探触子の超音波振動子を用いて超音波の送受信を行い、挿入方向前方側の対象物との距離を測定する測定手段と、
第 1 駆動機構を制御して、測定された距離に応じて超音波探触子の伸び量を変更する制御手段と、
を備える、ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
制御手段は、超音波探触子と対象物との距離が設定距離となるように第 1 駆動機構を制御する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
超音波探触子の超音波振動子を用いて超音波の送受信を行い、対象物の超音波画像を生成する超音波画像生成手段を備える、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
超音波探触子は、挿入部を体腔に挿入した状態で超音波振動子の送受信方向を変化させる角度調整機構を備える、ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
挿入部の挿入方向前方に設けられた診断用器具と、
診断用器具を挿入方向に駆動し、挿入部からの伸び量を変更する第 2 駆動機構と、
を備える、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、
診断用器具は内視鏡、又は手術器具である、ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 7】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、
制御手段は、さらに第 2 駆動機構を制御して、測定された距離に応じて診断用器具の伸び量を変更する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波診断装置において、
制御手段は、測定された距離が設定距離よりも浅い場合には、超音波探触子を診断用器具と同時に又は診断用器具よりも先行させて挿入させ、測定された距離が設定距離に到達した場合には、少なくとも超音波探触子をその位置に維持させる、ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波探触子を体内に挿入して超音波診断を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

患者の腹部や胸部などに孔を開けて、内視鏡や手術器具を挿入し、体内の外科的治療を行う場合がある。最近では、胎児に対する外科治療も普及しており、例えば、胎児の気管支に細い内視鏡を挿入して行う治療も広まっている。この治療における問題点の一つとしては、例えば、羊水が濁っている場合に、内視鏡が胎児に対してどの位置にあるかわから

50

ないことが挙げられる。また、内視鏡の視野範囲が狭いため、胎児の全体位置を把握することが難しく、内視鏡を口等の診断部位に近づけることも困難となる。

【 0 0 0 3 】

そこで、通常は、経腹から診断された超音波画像を観察して、胎児の向き（位置）を把握している。しかし、一般に、超音波診断の検査者は内視鏡の検査者とは異なるため、内視鏡の検査者が超音波画像から胎児の向きと内視鏡の位置とを的確に認識することは難しい。さらに、通常の腹腔鏡手術では腹部に数箇所の孔を開けて手術器具と内視鏡を挿入するが、胎児治療の場合には子宮に開ける孔を少なくしたい（できれば1箇所）という要請があり、治療を困難なものとしている。

【 0 0 0 4 】

なお、下記特許文献1には、体腔部に挿入可能な挿入部の先端に、内視鏡及び超音波探触子を備え、両者の位置決め手段を設けた超音波内視鏡が記載されている。また、下記特許文献2に記載された超音波内視鏡は、超音波走査面が被検体表面に対して垂直になるための角度を算出し、その角度を術者に知らせる手段を備えている。ただし、これら特許文献1, 2に記載された技術は、超音波振動子の挿入深さを制御するものではなく、本発明の技術とは異なるものである。

【 0 0 0 5 】

【特許文献1】特開平8 - 1 1 7 2 3 3号公報

【特許文献2】特開平4 - 3 0 7 0 4 2号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

本発明の目的は、体腔に挿入する超音波探触子の深さを制御する技術を確立することにある。

【 0 0 0 7 】

本発明のさらに別の目的は、胎児の気管支内に内視鏡を挿入して行う治療を容易化することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明の超音波診断装置は、体腔に挿入される挿入部と、挿入部の挿入方向前方に設けられ、超音波振動子を有する超音波探触子と、超音波探触子を挿入方向に駆動し、挿入部からの伸び量を変更する第1駆動機構と、超音波探触子の超音波振動子を用いて超音波の送受信を行い、挿入方向前方側の対象物との距離を測定する測定手段と、第1駆動機構を制御して、測定された距離に応じて超音波探触子の伸び量を変更する制御手段と、を備える。

【 0 0 0 9 】

挿入部は、腹腔、胸腔、子宮などの体腔に挿入される部位である。その形状は、長形である方が挿入容易となるが、特に限定されるものではない。超音波探触子は、挿入部の挿入方向前方に、直接的又は間接的に設けられる。つまり、挿入部から直接伸びていてもよいし、例えば挿入部から伸びる内視鏡等の診断用器具がある場合にそこから分岐するなどしてもよい。

【 0 0 1 0 】

超音波探触子には超音波振動子が設けられている。超音波振動子は、典型的には超音波探触子先端に設けられるが、取付位置が明確であれば、必ずしも先端である必要はない。また、広範囲な診断を行うため、超音波探触子の側面等に設けられていてもよい。超音波振動子は、測定手段において用いられる他、一般には対象物あるいはその近辺の診断に用いる超音波画像の生成にも利用される。この場合、測定手段で用いる超音波振動子と診断用の超音波画像を得るために用いる超音波振動子は、共通とすることができ、別々のものとすることも可能である。

【 0 0 1 1 】

10

20

30

40

50

第１駆動機構は、モータ回転や空気圧などの動力を利用して超音波探触子を挿入方向に駆動し、挿入部からの伸び量（距離）を変化させる機構である。そして、測定手段は、超音波探触子の超音波振動子を用いて超音波の送受信を行い、挿入方向前方側（典型的には真正面だが、斜め方向でもよい）の対象物との距離を測定する。対象物としては、例えば体腔の壁面や腔内の臓器その他の物体が選ばれる。これらは、診断対象であってもよいし、単なる配置の目印となる対象であってもよい。また、対象物は、設定に従って自動認識してもよいし、表示された画像を参照するなどしてユーザが設定してもよい。

【００１２】

制御手段は、第１駆動機構を制御して、測定された距離に応じて超音波探触子の伸び量を変更する。制御は様々に可能であり、例えば、対象物との距離を設定された距離に保つように行ってもよいし、対象物との距離がある距離よりも近づかない又はある距離よりも遠ざからないように行ってもよい。また、例えば、対象物との距離が近づいた場合に移動速度を低下させるなど各種の速度制御を行うことも可能である。さらに、心拍等による距離変化の影響を避けるため、若干の誤差を許すなど測定距離の微少な変動に追従しないようにすることも有効である。このような複数の制御態様をプログラミングしておき、ユーザ指令や診断態様に応じて実施態様を選択するようにしてもよい。

10

【００１３】

この構成によれば、体腔に挿入する超音波振動子の深さを、対象物との距離に基づいて自動制御することが可能となる。したがって、手術等を行う操作者は、簡易に所望の位置に超音波振動子を配置することができる。なお、超音波探触子の挿入を手動で行うための切替スイッチを設けることも有効である。

20

【００１４】

本発明の超音波診断装置の一態様においては、制御手段は、超音波探触子と対象物との距離が設定距離となるように第１駆動機構を制御する。これにより、対象物の超音波画像を生成する場合には、対象物を視野範囲に安定して捉えることができる。また、対象物の超音波画像を生成しない場合にも、対象物を基準とした所定の位置に超音波探触子をセットすることが可能となる。

【００１５】

本発明の超音波診断装置の一態様においては、超音波探触子の超音波振動子を用いて超音波の送受信を行い、対象物の超音波画像を生成する超音波画像生成手段を備える。得られた超音波画像は、一般に表示画面に表示される。表示画面は、本超音波診断装置に内蔵されていてもよいし、別途設けられていてもよい。

30

【００１６】

本発明の超音波診断装置の一態様においては、超音波探触子は、挿入部を体腔に挿入した状態で超音波振動子の送受信方向を変化させる角度調整機構を備える。角度調整機構とは、超音波振動子の方向を変更する機構をいう。角度調整機構は、電子走査によるものであっても、機械的なものであってもよい。機械的なものである場合には、方向の変更は、モータ等の機械力によって行われてもよいし、手動で行われてもよい。したがって、患部を送受信範囲に含めたり、体腔に挿入された診断用器具等を送受信範囲に含めたりすることが容易となる。

40

【００１７】

本発明の超音波診断装置の一態様においては、挿入部の挿入方向前方に設けられた診断用器具と、診断用器具を挿入方向に駆動し、挿入部からの伸び量を変更する第２駆動機構と、を備える。診断用器具は、挿入部の前方に直接的又は間接的に設けられる。つまり、挿入部から伸びていてもよいし、挿入部から伸びる超音波探触子等から分岐するなどしてもよい。また、第２駆動機構は、自動制御されてもよいし、ユーザ指示に基づいて動作するようにしてもよい。

【００１８】

本発明の超音波診断装置の一態様においては、診断用器具は内視鏡、又は手術器具である。内視鏡を備えた場合には、本超音波診断装置は、超音波内視鏡として機能する。また

50

、手術器具の例としては、メスや注射針などが挙げられる。これにより、例えば、胎児の気管支内に対し内視鏡を挿入するような操作を一人で行うことが可能となり、治療が容易化される。

【 0 0 1 9 】

本発明の超音波診断装置の一態様においては、制御手段は、さらに第 2 駆動機構を制御して、診断用器具の伸び量を変更する。また、本発明の超音波診断装置の一態様においては、制御手段は、測定された距離が設定距離よりも浅い場合には、超音波探触子を診断用器具と同時に又は診断用器具よりも先行させて挿入させ、測定された距離が設定距離に到達した場合には、少なくとも超音波探触子をその位置に維持させる。

【 発明の効果 】

10

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、体腔に挿入する超音波振動子の深さを、対象物との距離に基づいて制御することができるため、操作者の負担軽減や操作精度向上などの効果が期待できる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 1 】

図 1 は、超音波診断装置 10 の構成例を示す機能ブロック図である。超音波診断装置 10 は、超音波画像を形成するための構成と、内視鏡画像を形成するための構成を兼ね備えている。

【 0 0 2 2 】

超音波制御部 12 は、超音波の送受信や超音波画像の形成を制御するものである。制御は、典型的には、演算機能を備えたハードウェアの動作をソフトウェア（プログラム）で規定することで行われる。送受信部 14 は、制御内容に従って、探触子ユニット 16 に設けられた超音波振動子 18 に対し送信信号を送信するとともに、対応する反射波信号（超音波エコー）を取得する。探触子ユニット 16 は、検査者が被検査者の体腔内に挿入して、診断を行う器具であり、内蔵する超音波振動子 18 と光学撮像部 20 を備えている。超音波振動子 18 は複数の圧電素子がアレイ状に配置されたものであり超音波の送受信を行って超音波画像を生成するために用いられる。また、光学撮像部 20 は、ファイバースコープなどからなり、内視鏡画像を得るために用いられる。なお、光学撮像部 20 の制御は、プログラム制御された光学制御部 22 によって行われる。

20

【 0 0 2 3 】

送受信部 14 が取得した反射波信号は画像処理部 24 に送られて、検波処理等がなされ、DSC（デジタルスキャンコンバータ）26 に出力される。DSC 26 は、放射状の診断領域に対応したアナログ信号を表示部の画素配置に対応したデジタル信号に変換する。そして、これにより得られた画像は、液晶ディスプレイなどからなる超音波画像表示部 28 に表示される。

30

【 0 0 2 4 】

画像処理部 24 の出力は、距離計測部 30 にも出力される。距離計測部 30 は、超音波振動子 18 と診断対象との距離を超音波エコーに基づいて計測するものである。この計測結果は駆動制御部 32 に出力され、駆動制御部 32 は設定された距離に超音波振動子を移動させる。なお、駆動制御部 32 に対して、振動子移動モード切替入力部 34 から動作切替信号を送信した場合には、手動による超音波振動子 18 の移動を行うことが可能となる。この振動子移動モード切替入力部 34 は、操作者による切替操作が容易となるように、探触子ユニット 16 に設けるようにしてもよい。

40

【 0 0 2 5 】

他方、光学撮像部 20 によって撮影された画像は、光学像表示部 36 に表示される。光学像表示部 36 は、典型的には、超音波画像表示部 28 と同じ液晶ディスプレイ等を用いて構成される。そして、光学画像は、画面分割や画面合成の手法により、この光学像表示部 36 に超音波画像と対応づけて表示される。

【 0 0 2 6 】

続いて、図 2 乃至図 4 を用いて探触子ユニット 16 の構造について説明する。

50

【 0 0 2 7 】

図 2 は、探触子ユニット 1 6 の斜視図である。探触子ユニット 1 6 は、首振り機構操作部 4 0 が取り付けられた円筒状の保持部 4 2 と、保持部 4 2 から伸びる同心の細長い円筒状の挿入部 4 6 を備える。そして、挿入部 4 6 の前方からは、さらに細長い円筒形状の超音波探触子 4 8 が伸びており、超音波探触子 4 8 の先端には超音波振動子 5 0 が取り付けられている。また、挿入部 4 6 の前方には、やはり細長の円筒形状をなす内視鏡 5 2 が、超音波探触子 4 8 とほぼ平行に伸びている。

【 0 0 2 8 】

図 3 (a) は、図 2 における A - A 面の断面図、図 3 (b) は、図 2 における B - B 面の断面図である。首振り機構操作部 4 0 には、水平方向首振り用ダイヤル 4 0 a と、垂直方向首振り用ダイヤル 4 0 b の 2 重のダイヤルが設けられており、各ダイヤルは独立して回転可能である。そして、保持部 4 2 の内部において、水平方向首振り用ダイヤル 4 0 a には水平方向首振り機構ワイヤ 6 2 が、垂直方向首振り用ダイヤル 4 0 b には垂直方向首振り機構ワイヤ 6 4 が接続されている。

10

【 0 0 2 9 】

超音波探触子 4 8 及び内視鏡 5 2 の根元部分は、挿入部 4 6 内を通して保持部 4 2 にまで達しており、その付近にはギザギザの歯形に形作られた振動子前後移動ラック 6 6 が設けられている。この振動子前後移動ラック 6 6 は、モータ 6 8 に取り付けられた歯車と噛み合わされている。このため、モータを回転させることで、超音波探触子 4 8 や内視鏡 5 2 を前後に移動させることができる。

20

【 0 0 3 0 】

図 4 (a) は、超音波探触子 4 8 の先端付近を詳細に示した斜視図である。超音波探触子 4 8 は円筒形状をなしており、その最先端には複数の圧電素子が二次元あるいは二次元のアレイ状に配置されてなる超音波振動子 5 0 が設置されている。二次元のアレイ状に配置した場合には、単一の断層像のみならず、B i - P l a n e (直交する面) や任意断面の断層像、さらには三次元画像の取得も可能となる。

【 0 0 3 1 】

超音波探触子 4 8 は、円筒部材 7 0 と、ジョイントによって角度変更可能に接続された複数の円環体 7 2 , 7 4 , 7 6 , . . . によって形成される。そして、円筒部材 7 0 と複数の円環体 7 2 , 7 4 , 7 6 には、図 4 (b) に示すように、その断面に四つのガイド孔が円周に沿って等角度間隔で設けられており、これらのガイド孔に水平方向首振り機構ワイヤ 6 2 と垂直方向首振り機構ワイヤ 6 4 がそれぞれ通される。すなわち、水平に対向する二つのガイド孔 7 8 a , 7 8 b には、水平方向首振り機構ワイヤ 6 2 が通され、垂直に対向する残りの二つのガイド孔 7 8 c , 7 8 d には、垂直方向首振り機構ワイヤ 6 4 が通され、これにより各目的方向への首振りが的確に行われる。水平方向首振り機構ワイヤ 6 2 の端部と垂直方向首振り機構ワイヤ 6 4 の端部は、超音波振動子 5 0 に最も近接する円環体 7 2 に固定されている。

30

【 0 0 3 2 】

操作者は首振り機構操作部 4 0 の水平方向首振り用ダイヤル 4 0 a または垂直方向首振り用ダイヤル 4 0 b を回転させて対応するワイヤを操作することで、超音波探触子 4 8 の先端付近を水平あるいは垂直方向に曲げ、先端の超音波振動子 5 0 の方向を変更することができる。この首振り操作を行うことにより、複雑な形状をもつ患部の診断が容易となる他、例えば、内視鏡 5 2 を超音波画像内に含むように先端の方向を変更することで、内視鏡 5 2 の位置把握や操作を容易に行うことができる。

40

【 0 0 3 3 】

図 5 は、探触子ユニット 1 6 を用いて治療を行う様子を示した模式図である。ここでは、母親の子宮 8 0 の内にいる胎児 8 2 に対し、気管支の治療を行う例を示している。この治療では、子宮に開けられた切開部 8 6 に探触子ユニット 1 6 の挿入部 4 6 が挿入される。そして、操作者 (術者) の監視の下、挿入部 4 6 の先端から伸びる超音波探触子 4 8 及び内視鏡 5 2 が駆動制御されて、超音波診断及び内視鏡診断が行われる。

50

【 0 0 3 4 】

図 6 は、図 5 に示した診断により得られた画像を、表示画面 9 0 に表示した例である。表示画面 9 0 には、超音波画像 9 2 と内視鏡画像 9 4 とが並べて表示されている。ここでは、超音波診断は胎児に対し比較的遠方から行われており、胎児 8 2 の頭部から胸部にわたる広範囲な視野をもつ超音波画像 9 2 が得られている。これに対し、内視鏡診断は、胎児のすぐ近くで行われており、内視鏡画像 9 4 には胎児の口 8 4 付近が鮮明に表示されている。このため、操作者は、超音波画像 9 2 により内視鏡の大まかな位置を確認しながら、内視鏡を操作することができる。

【 0 0 3 5 】

続いて、この超音波診断及び内視鏡診断において行う距離制御について、図 7 乃至図 1 0 を用いて説明する。 10

【 0 0 3 6 】

図 7 は、図 1 に示した超音波診断装置 1 0 の距離計測部 3 0 の動作を詳細に説明する図である。距離計測部 3 0 は、超音波探触子と対象物との距離を測定するものであり、距離算出部 1 0 0 と平均算出部 1 0 2 を備えている。そして、距離算出部 1 0 0 には、画像処理部 2 4 から入力されるエコー信号 1 0 4、標準設定やユーザ設定等により与えられる計測対象の輝度指定 1 0 6、及び標準設定やユーザ設定等により与えられる計測するビーム位置の指定 1 0 8 の各信号が入力される。

【 0 0 3 7 】

距離算出部 1 0 0 は、これらの情報に基づいて距離を算出し、その計測結果 1 1 0 を平均算出部 1 0 2 に出力する。また、平均算出部 1 0 2 には標準設定やユーザ設定等により与えられる平均数指定 1 1 2 が入力される。平均算出部 1 0 2 は、これらの情報を基に複数回の測定結果を平均してその結果を出力する。 20

【 0 0 3 8 】

図 8 は、距離算出部 1 0 0 が行う距離計測の原理を模式的に示した図である。図 8 (a) は、エコー信号によって得られる超音波画像 1 2 0 を示した図であり、超音波画像 1 2 0 には胎児 1 2 2 が捉えられている。この超音波画像 1 2 0 は、この面内で超音波ビームを走査することで作成された画像であり、画像中の点線 1 2 4 は距離計測対象として設定された超音波ビームを表している。

【 0 0 3 9 】

図 8 (b) は、点線 1 2 4 で示された超音波ビームにおけるエコー強度を示した図である。横軸は深さ、縦軸はエコーから算出した輝度値である。エコー強度は、胎児の手前では低く、胎児の表面で高くなっている。胎児 1 2 2 の表面は、胎児表面として設定された輝度 (E) 1 2 8 に基づいて検出される。すなわち、浅い方から順次輝度を調べていき、初めて設定された輝度 (E) 1 2 8 を超えたときの深さから距離 (L) 1 2 6 が算出される。 30

【 0 0 4 0 】

平均算出部 1 0 2 は、このようにして得られた複数回の測定結果から、平均の距離を算出する。これにより、距離測定の誤差を減らし、胎児の表面からの距離を精度良く求めることが可能となる。 40

【 0 0 4 1 】

距離計測が行われると、図 1 に示した超音波診断装置 1 0 の駆動制御部 3 2 は、その結果に基づいて超音波探触子 4 8 と内視鏡 5 2 の駆動制御を行う。ここで、この駆動制御における一連の流れについて、図 9 のフローチャートを用いて説明する。

【 0 0 4 2 】

操作者が子宮内に探触子ユニットの挿入部を挿入し (S 1 0)、内視鏡及び超音波探触子の移動開始を指令すると、内視鏡及び超音波探触子 (振動子) は、先端位置を同じ深さに保ちながらともにゆっくりと挿入方向前方に駆動される (S 1 2)。この過程においては、超音波探触子に取り付けられた超音波振動子によって超音波ビームの送受信が行われる。 50

【 0 0 4 3 】

超音波診断装置においては、あらかじめ操作者によって、胎児表面とみなすべき輝度値（ E ）、距離計測を行うビームを標準設定（例えば中央方向）から変更する場合の指定、及び超音波振動子を内視鏡とともに移動させる最深位置での胎児表面からの距離（ D ）の各情報が入力される（ $S14$ ）。そして、この設定の下、受信した超音波ビームにおける設定方向の輝度値が設定値（ E ）となる位置が検出され、胎児表面までの距離（ L ）が算出される。

【 0 0 4 4 】

算出された距離（ L ）はその都度設定値（ D ）と比較される（ $S16$ ）。そして、 $L > D$ であるとき、すなわち超音波振動子が設定距離（ D ）よりも浅い位置にあるときには、内視鏡と超音波探触子（振動子）の挿入が継続される（ $S18$ ）。図10（a）は、この状況を模式的に示した図である。ここでは、超音波探触子48の先端と内視鏡52の先端は、ともに胎児から距離 L （ $> D$ ）の位置にあり、胎児側への駆動が継続されている。

【 0 0 4 5 】

他方、 $L = D$ であるとき、すなわち超音波振動子が設定距離（ D ）に到達したときには、超音波探触子は挿入を止められてその位置に維持される。この場合、内視鏡は、典型的には設定に従って挿入を継続される（ $S20$ ）。図10（b）は、この状況を模式的に示した図である。超音波探触子48の先端は、 $L = D$ の位置に維持されているが、内視鏡52は挿入動作を継続され、その先端は距離 D よりも胎児に接近している。つまり、この状態では、超音波探触子は内視鏡よりも胎児から遠い位置に固定され、広い視野をもつ超音波画像を生成しており、内視鏡はこの視野に含まれる診断対象部位に近づいて詳細な内視鏡画像を生成している。したがって、内視鏡を胎児の口の中に挿入するような細かな操作を容易に行うことができる。

【 0 0 4 6 】

なお、距離 D よりも深い位置における内視鏡52の駆動は、プログラミングやユーザ指示に基づいて行うことができる。また、一旦 $L = D$ に到達した超音波探触子に対しては、 $L = D$ に保ち続けるための制御を行うことが有効である。これにより、子宮内で胎児が動くななどして距離が変化した場合にも、超音波探触子の位置を適正化することが可能となる。

【 0 0 4 7 】

以上の説明では、超音波探触子と内視鏡を組み合わせた探触子ユニットを例に挙げて説明した。しかし、この実施の形態は様々に変形可能であり、例えば、内視鏡の代わりにメスなどの手術器具を超音波探触子と組み合わせたり、超音波探触子を単独で用いたりすることも可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 8 】

【図1】超音波診断装置の構成例を示す機能ブロック図である。

【図2】探触子ユニットの斜視図である。

【図3】探触子ユニットの断面図である。

【図4】探触子ユニット先端付近の斜視図（a）と断面図（b）である。

【図5】探触子ユニットを用いた治療例を示す模式図である。

【図6】探触子ユニットで得られた画像の表示例を示す図である。

【図7】距離計測部の構成例を示すブロック図である。

【図8】距離計測処理を説明する模式図である。

【図9】駆動制御の流れを示すフローチャートである。

【図10】駆動制御における二つの状態を示す模式図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 9 】

10 超音波診断装置、12 超音波制御部、14 送受信部、16 探触子ユニット、18 超音波振動子、20 光学撮像部、22 光学制御部、24 画像処理部、28

10

20

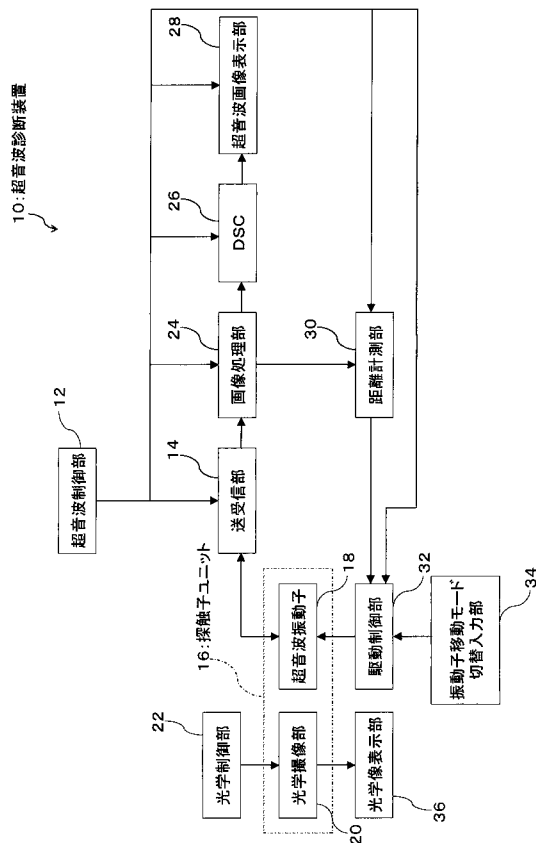
30

40

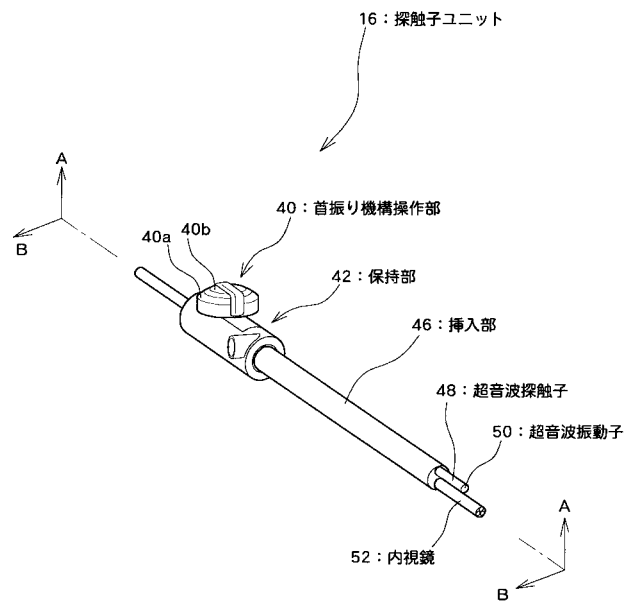
50

超音波画像表示部、30 距離計測部、32 駆動制御部、34 振動子移動モード切替入力部、36 光学像表示部、40 首振り機構操作部、42 保持部、46 挿入部、48 超音波探触子、50 超音波振動子、52 内視鏡、62 機構ワイヤ、64 機構ワイヤ、66 振動子前後移動ラック、68 モータ、70 円筒部材、72, 74, 76 円環体、80 子宮、82 胎児、84 口、86 切開部、90 表示画面、92 超音波画像、94 内視鏡画像、100 距離算出部、102 平均算出部、104 エコー信号、106 計測対象の輝度指定、108 計測するビーム位置の指定、110 計測結果、112 平均数指定。

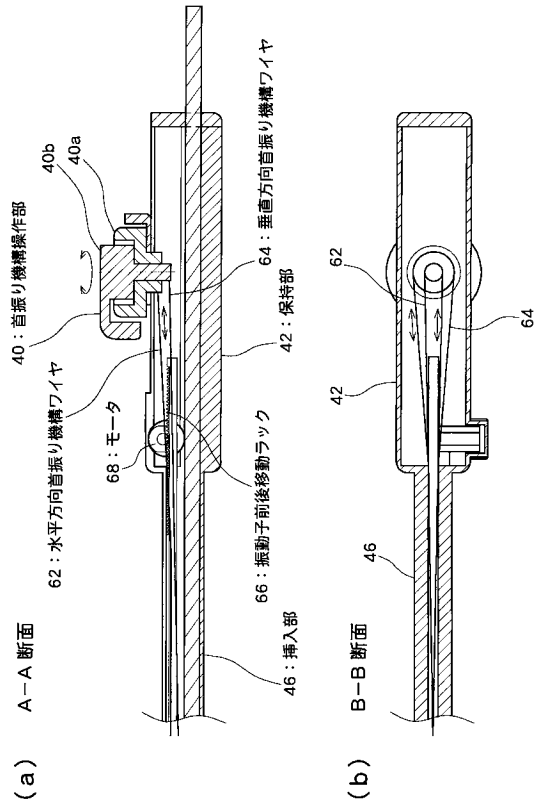
【図1】



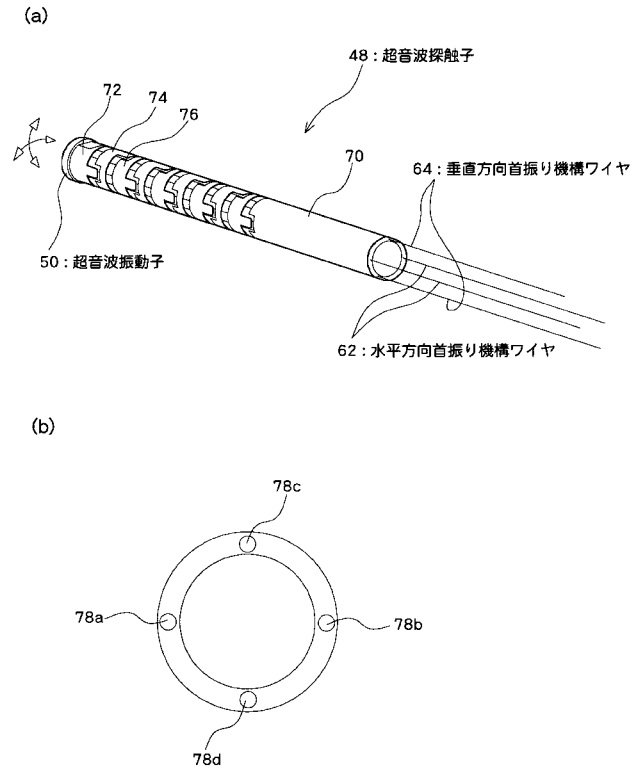
【図2】



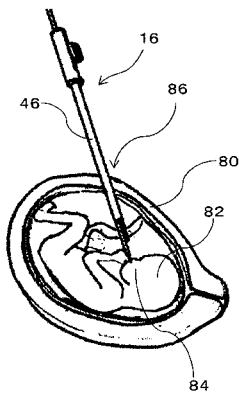
【図 3】



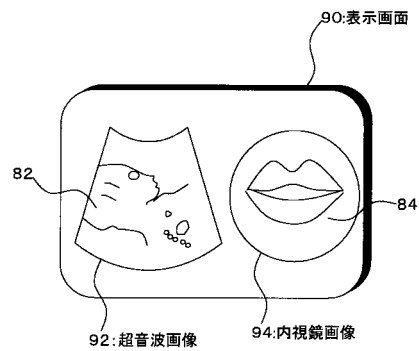
【図 4】



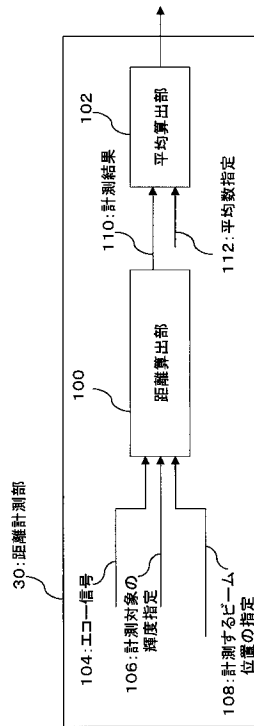
【図 5】



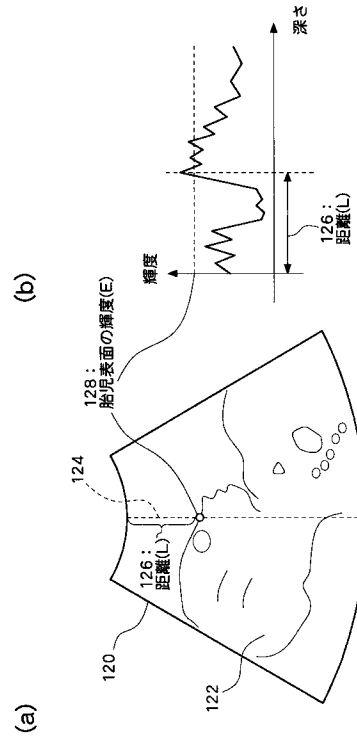
【図 6】



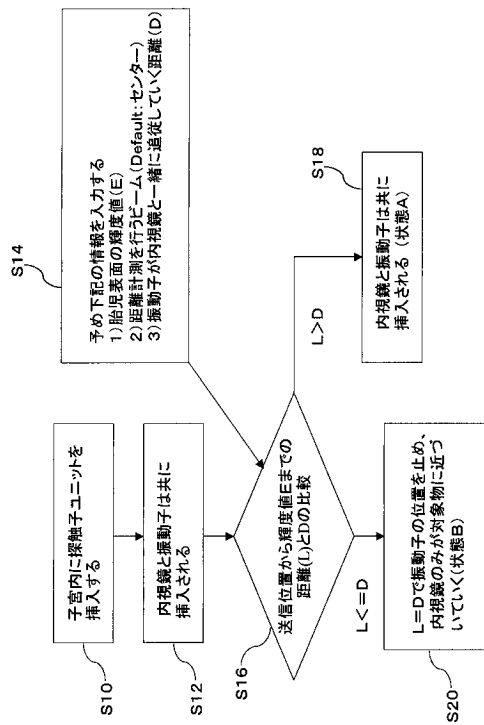
【図 7】



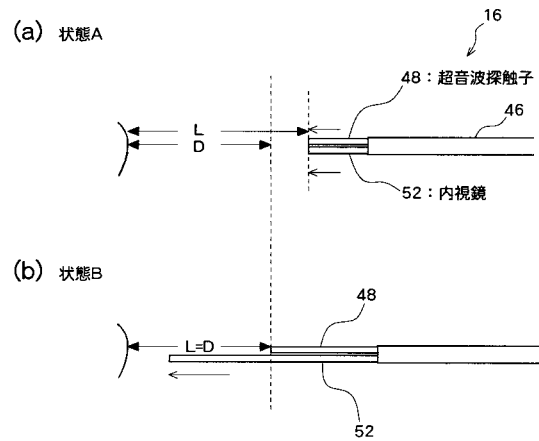
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA16 BB08 GG22 HH52 HH56 JJ11 WW16
4C167 AA05 BB45 BB52 BB62 CC25 HH11
4C601 DD30 EE11 EE16 FE02 FF11 GA40

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007082624A	公开(公告)日	2007-04-05
申请号	JP2005272523	申请日	2005-09-20
[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	山下 優子 若林 洋明		
发明人	山下 優子 若林 洋明		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 A61B17/32 A61M25/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B17/32.330 A61M25/00.400 A61B1/00.530 A61B17/32 A61M25/08.500		
F-TERM分类号	4C060/AA10 4C060/FF02 4C060/HH20 4C060/MM24 4C061/AA16 4C061/BB08 4C061/GG22 4C061/HH52 4C061/HH56 4C061/JJ11 4C061/WW16 4C167/AA05 4C167/BB45 4C167/BB52 4C167/BB62 4C167/CC25 4C167/HH11 4C601/DD30 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FE02 4C601/FF11 4C601/GA40 4C160/AA20 4C160/FF02 4C160/HH20 4C160/JJ17 4C160/MM32 4C160/NN01 4C160/NN07 4C160/NN09 4C160/NN11 4C160/NN12 4C160/NN21 4C161/AA16 4C161/BB08 4C161/GG22 4C161/HH52 4C161/HH56 4C161/JJ11 4C161/WW16 4C267/AA05 4C267/BB45 4C267/BB52 4C267/BB62 4C267/CC25 4C267/HH11		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP4698355B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够控制深度的超声波检查仪，将超声探头插入体腔。
 ŽSOLUTION：探头单元16配备有插入体腔的插入部分46，超声探头48，其设置在插入插入部分的前方并且具有超声换能器50，以及内窥镜52在插入插入部分的方向上设置在前面。超声换能器50和内窥镜52的延伸长度分别通过驱动机构改变。根据通过使用超声换能器50发送和接收超声来测量距离来控制延伸长度，该距离来自位于插入插入部分的方向前方的对象。Ž

