

(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2010-148705

(P2010-148705A)

(43) 公開日 平成22年7月8日(2010.7.8)

(51) Int. Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F1

A61B 8/12

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2008-331020 (P2008-331020)  
 (22) 出願日 平成20年12月25日(2008.12.25)

(71) 出願人 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (74) 代理人 100075281  
 弁理士 小林 和憲  
 (72) 発明者 森本 康彦  
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324  
 番地 富士フイルム株式会社内  
 (72) 発明者 田中 俊積  
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324  
 番地 富士フイルム株式会社内  
 Fターム(参考) 4C601 BB02 BB06 BB24 EE11 FE07  
 GA03 GA06 GA19 GA30 GB05  
 KK31

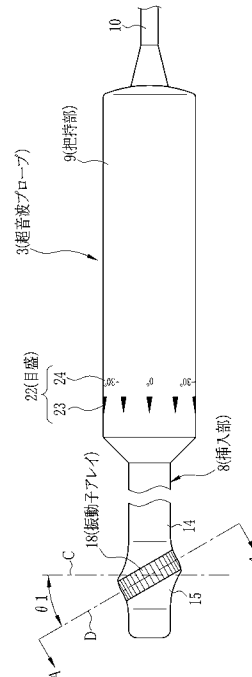
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ、及び超音波観測システム

(57) 【要約】

【課題】超音波走査面が傾斜している超音波プローブにおいて、挿入部が体腔内に挿入されている状態で、超音波走査面の向きが分るようにする。

【解決手段】超音波プローブ3は、挿入部8の先端側に、挿入部8に直交する直交面Cに対して傾斜された超音波走査面Dを有する振動子アレイ18が組み込まれている。振動子アレイ18は、円環状に配列した複数の超音波振動子からなり、超音波走査面Dに沿って超音波を電子的にラジアル走査する。超音波プローブ3を把持する把持部9の先端側には、直交面Cと超音波走査面Dとがなす角度θを表す目盛22が設けられているので、挿入部8が体腔内に挿入されているときでも、角度θを知ることができる。

【選択図】図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

体腔内に挿入される挿入部と、

前記挿入部の挿入方向に直交する直交面に対して傾斜された超音波走査面に沿って、前記挿入部の先端側外周を超音波でラジアル走査する振動子アレイと、

前記挿入部の後端に取り付けた把持部に設けられ、前記超音波走査面の向きを表す走査面表示手段とを備えたことを特徴とする超音波プローブ。

**【請求項 2】**

前記走査面表示手段は、前記挿入方向に沿った断面上において、前記超音波走査面と、前記挿入方向に対して垂直な軸とがなす角度を表す目盛であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波プローブ。

10

**【請求項 3】**

前記走査面表示手段は、前記超音波走査面と同じ傾斜を有する円環状の線であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波プローブ。

**【請求項 4】**

前記挿入部の中心軸に対する回転方向、及び回転量を検出する回転検出手段を備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 3 いずれか記載の超音波プローブ。

**【請求項 5】**

前記振動子アレイは、前記挿入部の外周面から突出していることを特徴とする請求項 1 ~ 4 いずれか記載の超音波プローブ。

20

**【請求項 6】**

体腔内に挿入される挿入部と、前記挿入部の挿入方向に直交する直交面に対して傾斜された超音波走査面に沿って、前記挿入部の先端側外周を超音波でラジアル走査する振動子アレイと、前記挿入部の中心軸に対する回転方向、及び回転量を検出する回転検出手段とを有する超音波プローブと、

前記振動子アレイが超音波を受信して出力したエコー信号に基づいて画像を生成し、前記画像を表示手段に表示する画像処理手段と、前記回転検出手段の検出結果に基づいて、前記表示手段に表示される前記画像が回転しないように前記画像を補正する画像補正手段とを有する超音波観測装置を備えたことを特徴とする超音波観測システム。

**【請求項 7】**

前記超音波観測装置は、前記画像補正手段のオン/オフを切り換える切換手段を備えていることを特徴とする請求項 6 記載の超音波観測システム。

30

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、体腔内に挿入した挿入部の振動子アレイによって超音波を照射する超音波プローブと、超音波プローブから出力されたエコー信号に基づいて画像を生成する超音波観測装置を備えた超音波診断システムとに関する。

**【背景技術】****【0002】**

被検体に照射した超音波のエコーを受信して画像化することにより、被検体の内部の状態を非侵襲的に観察する超音波検査が行われている。超音波検査には、体腔内から超音波を照射する体内式検査がある。体内式検査は、被観察部位の近くから空気層を介さずに超音波を照射することができるので、超音波の減衰が少なくなり、鮮明な画像を得ることができる。

40

**【0003】**

体内式検査に使用される超音波観測システムは、超音波プローブと、超音波観測装置とを備えている（例えば、特許文献 1 参照）。超音波直腸鏡とも呼ばれる超音波プローブは、体腔内に挿入される硬質な挿入部と、挿入部の先端側に挿入方向に沿って配列された複数個の超音波振動子からなる振動子アレイとを備えている。振動子アレイは、各超音波振

50

動子を所定の順序で駆動させることにより、体腔内を超音波で電子的に走査し、反射してきた超音波を受信してエコー信号を出力する。超音波観測装置は、エコー信号から画像を生成してモニタ等に表示させる。

【0004】

体腔内に挿入された超音波プローブは、体内の被観察部位に超音波を照射するため、挿入部の中心軸回りに回転される。被観察部位に対する超音波の照射を容易に行えるようにするため、挿入部内で超音波振動子をその中心軸回りに回転させ、挿入部の外周を超音波でメカ的にラジアル走査できるようにした超音波プローブが発明されている（例えば、特許文献2参照）。また、挿入部の回転方向と回転角度とを検出して表示する機能を備えた超音波プローブが発明されている（例えば、特許文献3参照）。

10

【0005】

また、超音波プローブには、挿入部の外周面に沿って複数の超音波振動子を円環状に配列した振動子アレイを備えているものがある。この超音波プローブによれば、各超音波振動子を所定の順序で駆動することにより、挿入部の外周を超音波で電子的にラジアル走査することができる。

【0006】

体腔内を光学的に観察することができる内視鏡に振動子アレイを設け、超音波検査も行えるようにした超音波内視鏡が知られている。一般的なラジアル走査タイプの超音波内視鏡は、挿入部の先端面に撮像部や鉗子チャンネル出口等を設け、挿入部の先端近傍の外周面に振動子アレイを配置している。

20

【0007】

一般的なラジアル走査タイプの超音波内視鏡では、鉗子チャンネル出口から突き出された処置具が振動子アレイの超音波走査面に交差しないので、超音波画像上で処置具を観察することができない。超音波画像上で処置具を観察できるようにするため、挿入部の先端側に振動子アレイを配置し、この振動子アレイよりも後端側に鉗子チャンネル出口を設け、鉗子チャンネルから突き出された処置具を屈曲させて超音波走査面内に挿入されるようにした超音波内視鏡が発明されている（例えば、特許文献4参照）。特許文献4記載の超音波内視鏡では、鉗子チャンネル出口から突き出される処置具の屈曲角度を小さくするため、円環状の振動子アレイを挿入部の軸線方向に対して傾けて配置している。

30

【特許文献1】特開昭57-128126号公報

【特許文献2】特開昭57-003628号公報

【特許文献3】実開平02-091512号公報

【特許文献4】特開2000-185044号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

超音波直腸鏡において、被観察部位に対し、様々な方向から超音波を照射できるようにすることが望まれている。そこで、本出願人は、特許文献4の超音波内視鏡に用いられている円環状の振動子アレイを挿入部に組み込んだ超音波直腸鏡を発明している。これによれば、振動子アレイの超音波走査面が挿入部の挿入方向に対して傾いているので、挿入部を体腔内で中心軸回りに回転させることにより、被観察部位に対する超音波の入射角度を変化させることができる。

40

【0009】

しかし、上記超音波直腸鏡は、挿入部を体腔内に挿入した状態で回転させると、振動子アレイの超音波走査面の向きが分らなくなってしまう。また、挿入部を体腔内で回転させると、挿入部の回転方向と逆方向に同じ回転量で回転した画像がモニタに表示されてしまうため、画像の観察が行ないにくくなるという問題があった。

【0010】

本発明は、上記問題を解決するため、挿入部が体腔内に挿入されている状態で、超音波走査面の向きが分るようになることを目的としている。

50

**【課題を解決するための手段】****【0011】**

本発明の超音波プローブは、体腔内に挿入される挿入部と、挿入部の先端側に設けられた振動子アレイ、振動子アレイの後端に取り付けた把持部とを備えている。振動子アレイは、挿入部の挿入方向に直交する直交面に対して傾斜された超音波走査面に沿って、挿入部の先端側外周を超音波でラジアル走査する。把持部には、超音波走査面の向きを表す走査面表示手段が設けられている。

**【0012】**

走査面表示手段は、挿入方向に沿った断面上において、超音波走査面と、挿入方向に対して垂直な軸とがなす角度を表す目盛である。また、超音波走査面と同じ傾斜を有する円環状の線を走査面表示手段として用いてもよい。

10

**【0013】**

本発明の超音波プローブには、挿入部の中心軸に対する回転方向、及び回転量を検出する回転検出手段を備えてもよい。

**【0014】**

振動子アレイは、挿入部の外周面から突出していることが好ましい。

**【0015】**

本発明の超音波観測システムは、超音波プローブと、超音波観測装置とを備えている。超音波プローブは、体腔内に挿入される挿入部と、振動子アレイと、回転検出手段とを備えている。振動子アレイは、挿入部の挿入方向に直交する直交面に対して傾斜された超音波走査面に沿って、挿入部の先端側外周を超音波でラジアル走査する。回転検出手段は、挿入部の中心軸に対する回転方向、及び回転量を検出する。超音波観測装置は、画像処理手段、画像補正手段を備えている。画像処理手段は、振動子アレイが超音波を受信して出力したエコー信号に基づいて画像を生成し、この画像を表示手段に表示する。画像補正手段は、回転検出手段の検出結果に基づいて、表示手段に表示される画像が回転しないように画像を補正する。

20

**【0016】**

超音波観測装置には、画像補正手段のオン/オフを切り換える切換手段を設けてもよい。

**【発明の効果】**

30

**【0017】**

本発明の超音波プローブによれば、走査面表示手段により、振動子アレイの超音波走査面の向きを知ることができる。また、走査面表示手段として目盛を用いるので、挿入部の挿入方向に対する超音波走査面の正確な角度を表示することができる。走査面表示手段として円環状の線を用いた場合には、超音波走査面の角度を直感的に捉えられるようにすることができる。

**【0018】**

本発明の超音波観測システムは、挿入部の回転を回転検出手段で検出し、その検出結果に基づいて、表示手段に表示される画像が回転しないように画像を補正するので、画像観察がしやすくなる。また、画像補正手段の動作をオン/オフすることができるので、挿入部の回転に応じて回転された画像を表示させることもできる。

40

**【発明を実施するための最良の形態】****【0019】**

以下、本発明の各実施形態を図面に基づいて説明する。

**[第1実施形態]**

図1に示す超音波観測システム2は、被検者の体腔内から被観察部位に向けて超音波を照射し、反射した超音波エコーから画像を生成して被観察部位を非侵襲的に観察するために用いられている。超音波観測システム2は、いわゆる超音波直腸鏡と呼ばれる超音波プローブ3と、超音波観測装置4と、モニタ5とを備えている。

**【0020】**

50

超音波プローブ3は、被検者の体腔内から被観察部位に向けて超音波を照射するための装置であり、挿入部8と、把持部9と、プローブケーブル10とを備えている。挿入部8の拡大図である図2に示すように、体腔内に挿入される挿入部8は、直径が9～13mm程度の円形の断面を有する硬質な棒状部14と、この棒状部14の先端側に設けられた膨出部15とを備えている。膨出部15は、棒状部14の外周面から外側に2～3mm程度が膨出しているため、体腔内壁に密着させやすくなっている。棒状部14と膨出部15との接続部分は、挿入部8の挿入時、及び抜き取り時の抵抗が小さくなるように滑らかに接続されている。

#### 【0021】

膨出部15の内部には、被観察部位に向けて超音波を照射し、反射してきた超音波エコーを受信する振動子アレイ18が組み込まれている。図2のA-A断面を表す図3に示すように、振動子アレイ18は、断面が略扇形をした複数個の超音波振動子19から構成されており、各超音波振動子19を接続して円環状に配列している。

10

#### 【0022】

超音波振動子19は、圧電素子であり、超音波観測装置4から入力された励振パルスを受電変換し、径方向に沿って超音波を照射する。また、超音波振動子19は、体腔内で反射した超音波エコーを受信して圧電変換し、その受信強度に応じたエコー信号を出力する。複数の超音波振動子19のうち、挿入部8の半径方向において上方を向いている超音波振動子19aが、ラジアル走査時の基準となる基準振動子として設定されている。

#### 【0023】

図2に示すように、振動子アレイ18の径方向は、基準振動子19aが上方を向くように超音波プローブ3を水平に配置したときに、挿入部8に直交する直交面Cに対する角度が、例えば30°になるように傾けられている。また、振動子アレイ18は、その外周が棒状部14の外側に突出し、膨出部15と連なっている。

20

#### 【0024】

振動子アレイ18は、円環状に配列された複数の超音波振動子19が順に駆動することにより、挿入部8の全周において径方向で超音波を送受信する、いわゆるラジアル走査を電子的に行う。ラジアル走査される超音波走査面Dは、振動子アレイ18の傾斜に合わせて傾いているので、挿入部8を回転させることにより、被観察部位に対する超音波の入射角度を変化させ、被観察部位を様々な方向から観察することができる。

30

#### 【0025】

把持部9は、挿入部8の後端に取り付けられた棒状体であり、超音波プローブ3の把持、挿入部8の体腔内への挿入、体腔内での挿入部8の回転操作等に用いられる。把持部9の先端側には、直交面Cに対する超音波走査面Dの角度を表す目盛22が設けられている。目盛22は、把持部9の外周に等間隔で記されている線状の指標23と、所定の指標に近接して記された角度数値24とからなる。角度数値24は、「0°」、「30°」、「-30°」等、きりのよい数値となる指標23に記されている。

#### 【0026】

プローブケーブル10は、把持部9の後端に接続された柔軟性を有するケーブルであり、各超音波振動子19に接続された複数本の配線と、これらの配線の外周を被覆して1本にまとめた被覆材とを有している。プローブケーブル10の後端には、超音波観測装置4の前面に設けられた端子に接続されるコネクタ10aが設けられている。

40

#### 【0027】

図4は、超音波観測システムの電気的構成を示すブロック図である。超音波観測装置4は、超音波プローブ3の振動子アレイ18を駆動し、超音波プローブ3から送信されたエコー信号から画像を生成する装置であり、送受信回路27、送受信制御部28、メモリ29、画像処理部30を備えている。

#### 【0028】

送受信回路27は、プローブケーブル10を介して、各超音波振動子19に励振パルスを入力し、超音波を発生させる。また、送受信回路27は、各超音波振動子19から送信

50

されてきたアナログのエコー信号をデジタルエコー信号に変換し、メモリ 29 に記憶させる。送受信制御部 28 は、送受信回路 27 を制御して各超音波振動子 19 を順に駆動させ、振動子アレイ 18 に超音波をラジアル走査させる。

#### 【0029】

画像処理部 30 は、メモリ 29 から読み出したデジタルエコー信号に各種信号処理を施し、挿入部 8 を中心とする円形の画像を表す画像データを生成する。また、画像処理部 30 は、生成した画像の基準振動子 19 a に基づく部位が上方を向くように、モニタ 5 に画像を表示させる。

#### 【0030】

次に、上記実施形態の作用について説明する。超音波プローブ 3 は、把持部 9 を把持した医師等の術者により、挿入部 8 が被検者の体腔、例えば直腸内に挿入される。挿入部 8 は、先端側の膨出部 15 の径が棒状部 14 よりも大きくなっているが、表面が滑らかに接続されているので、挿入抵抗が極端に大きくなることはない。

10

#### 【0031】

挿入部 8 が体腔内にある程度まで挿入された時点で、超音波観測装置 4 において、振動子アレイ 18 に超音波をラジアル走査させるための操作が行われる。送受信制御部 28 は、送受信回路 27 を制御して、各超音波振動子 19 に順に励振パルスを入力させる。各超音波振動子 19 は、励振パルスに基づいて体腔内に超音波を照射し、反射した超音波エコーを受信し、受信強度に応じたエコー信号を出力する。

#### 【0032】

エコー信号は、プローブケーブル 10 及びコネクタ 10 a を介して送受信回路 27 に入力される。送受信回路 27 は、入力されたアナログエコー信号をデジタルエコー信号に変換して、メモリ 29 に記憶させる。画像処理部 30 は、メモリ 29 からデジタルエコー信号を読み出して各種信号処理を施し、画像データを生成する。また、画像処理部 30 は、図 5 に示すように、画像データにより表される円形の画像 33 をモニタ 5 に表示させる。

20

#### 【0033】

体腔内の挿入部 8 を中心軸回りで回転させると、超音波走査面 D も一緒に回転するので、被観察部位に対する超音波の入射角度が変化する。これにより、被観察部位を様々な方向から観察することができる。また、直交面 C に対する超音波走査面 D の角度は、目盛 22 により正確に知ることができるので、超音波検査の精度が向上する。

30

#### 【0034】

以下、本発明の第 2 ~ 第 3 実施形態について説明する。なお、第 1 実施形態の超音波観測システム 2 と同じ構成については、同符号を用いて詳しい説明を省略している。

#### 【0035】

##### [第 2 実施形態]

超音波走査面 D の角度を表す目盛 22 に代えて、図 6 に示す第 2 実施形態の超音波プローブ 35 のように、超音波走査面 D と同じ角度を有する帯状の指標ライン 36 を把持部 9 の全周にわたって記してもよい。目盛 22 の場合、術者によっては、角度数値 24 を見ても超音波走査面 D の実際の角度をイメージできない場合がある。しかし、指標ライン 36 であれば、超音波走査面 D の角度を直感的にイメージさせることができる。

40

#### 【0036】

##### [第 3 実施形態]

上記第 1、第 2 実施形態において、モニタ 5 に表示される画像は、基準振動子 19 a に基づく部位が常に上方を向くように表示されている。したがって、体腔内で挿入部 8 を回転させると、モニタ 5 に表示される画像が反対方向に回転するので観察しにくい。これを解決するため、第 3 実施形態の超音波観測システムは、超音波プローブの回転方向及び回転量に応じて画像を補正し、モニタ 5 に表示される画像が回転しないようにしている。

#### 【0037】

図 7 に、第 3 実施形態の超音波観測システムに用いられる超音波プローブ 40 を示す。超音波プローブ 40 は、挿入部 8 の後端に、挿入部 8 の回転方向及び回転量を検出する回

50

転検出部 4 1 が取り付けられている。回転検出部 4 1 は、例えば、アブソリュート型のロータリーエンコーダであり、基準振動子 1 9 a の回転方向及び回転量の絶対位置を検出して出力する。

#### 【 0 0 3 8 】

図 8 に示すように、回転検出部 4 1 は、外筒 4 4、蓋 4 5、スリット板 4 6、フォトセンサ 4 7 等から構成されている。外筒 4 4 は、円筒形状をしており、中央に形成された取付孔 4 8 と、その外周に形成された外筒室 4 9 とを備えている。取付孔 4 8 は、挿入部 8 の外周に嵌合して外筒 4 4 を超音波プローブ 4 0 に固定するための孔である。外筒室 4 9 は、一端側が開放された円環状の空間であり、ベアリング 5 0 を介して回転自在なスリット板 4 6 が取り付けられている。蓋 4 5 は、中央に挿入部 8 の外周に挿通される挿通孔 5 1 が形成された円環状の板材であり、外筒室 4 9 を塞ぐように外筒 4 4 に取り付けられる。

10

#### 【 0 0 3 9 】

スリット板 4 6 は、円環状の円板であり、スリット板 4 6 の回転位置を表す多数のスリット 5 4 が形成されている。スリット板 4 6 の外周には、外筒 4 4 の回転に関わらず、スリット板 4 6 を一定の回転位置に維持するための錘 5 5 が取り付けられている。フォトセンサ 4 7 は、例えば、複数の発光部及び受光部を有する透過型フォトインタラプタであり、外筒室 4 9 内に固定されている。そして、外筒 4 4 が挿入部 8 とともに回転したときに、錘 5 5 によって一定の姿勢が保たれているスリット板 4 6 のスリット 5 4 を検出し、検出したスリット 5 4 に応じた検出信号を出力する。

20

#### 【 0 0 4 0 】

図 9 に示すように、第 4 実施形態の超音波観測システム 5 8 に用いられる超音波観測装置 5 9 は、回転検出部 4 1 から出力された検出信号に基づいて、画像処理部 3 0 で生成された画像を補正する画像補正部 6 0 を備えている。

#### 【 0 0 4 1 】

図 1 0 は、ラジアル走査されている体内と、このラジアル走査時のエコー信号に基づいて画像処理部 3 0 が生成する画像と、画像補正部 6 0 により補正されてモニタ 5 に表示される画像とを示している。同図 ( A ) に示すように、体内 6 3 で基準振動子 1 9 a の向き S が上方を向いているとき、画像処理部 3 0 は、基準振動子 1 9 a に基づく部位 6 4 a が上方を向いている画像 6 4 を生成する。画像補正部 6 0 は、挿入部 8 が回転していないため、画像 6 4 を補正しないので、モニタ 5 には、体内の状態と同じ向きの画像 6 4 が表示される。

30

#### 【 0 0 4 2 】

図 1 0 ( B ) に示すように、体内 6 3 で挿入部 8 が時計方向に 9 0 ° 回転し、基準振動子 1 9 a の向き S が右方を向いているとき、画像処理部 3 0 は、基準振動子 1 9 a に基づく部位 6 5 a が上方を向いている画像 6 5 を生成する。この画像 6 5 は、体内 6 3 に対して反時計方向に同じ回転量だけ回転された画像となる。画像補正部 6 0 は、モニタ 5 に表示される画像が回転しないように、画像 6 5 を回転検出部 4 1 で検出された回転方向及び回転量で回転させるので、モニタ 5 には、同図 ( A ) と同様に、体内と同じ向きの画像 6 5 が表示される。

40

#### 【 0 0 4 3 】

また、詳しくは説明しないが、図 1 0 ( C ) に示すように、体内 6 3 で超音波プローブ 4 0 が反時計方向に 9 0 ° 回転され、基準振動子 1 9 a の向き S が左方を向いたときにも、画像補正部 6 0 により画像処理部 3 0 が生成した画像 6 6 の回転位置が補正される。これにより、モニタ 5 には、同図 ( A )、( B ) と同様に、体内の状態と同じ向きの画像 6 6 が表示される。したがって、超音波プローブが回転されても、常に同じ向きの画像をモニタ 5 に表示することができ、画像観察がしやすくなる。

#### 【 0 0 4 4 】

[ 第 4 実施形態 ]

なお、超音波観測システムを使用する術者によっては、挿入部 8 の回転に応じて表示画

50

像が回転したほうが観察しやすい場合も考えられる。そこで、図 11 に示す第 4 実施形態の超音波観測システム 68 のように、画像補正部 60 の動作をオン/オフする切換スイッチ 69 を超音波観測装置 70 に設けてもよい。

【0045】

本発明の走査面表示手段として、上記第 1 実施形態では目盛を用い、第 2 実施形態円環状の指標ラインを用いた。しかしながら、本発明は、上記実施形態に限定されず、超音波走査面を表す鐳状の部材等、同様の効果を得られるものであれば適用することが可能である。

【0046】

第 3 実施形態の回転検出部として、アブソリュート型のロータリーエンコーダを用いたが、インクリメンタル型のロータリーエンコーダを用いてもよいし、3次元加速度センサ等、その他のセンサを用いてもよい。

10

【0047】

上記各実施形態では、走査面表示手段と回転検出手段とを別々に超音波プローブに設けたが、両者を 1 つの超音波プローブに設けてもよい。また、第 3 実施形態の発明は、振動子アレイが直交面に対して傾斜していない超音波プローブにも適用可能である。さらに、体腔内で挿入部を回転させる際に超音波プローブ全体を回転させていたが、挿入部のみを回転できるように構成してもよい。本発明は、超音波直腸鏡だけでなく、超音波内視鏡、内視鏡の鉗子チャンネルに挿入して使用される超音波プローブ等にも適用可能である。

20

【図面の簡単な説明】

【0048】

【図 1】第 1 実施形態の超音波観測システムの構成を示す外觀斜視図である。

【図 2】挿入部の構成を示す側面図である。

【図 3】振動子アレイの構成を示す断面図である。

【図 4】超音波観測システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図 5】モニタに表示される画像の 1 例を示す説明図である。

【図 6】第 2 実施形態の超音波プローブの構成を示す側面図である。

【図 7】第 3 実施形態の超音波プローブの構成を示す側面図である。

【図 8】回転検出部の構成を示す分解斜視図である。

【図 9】第 3 実施形態の超音波観測システムの電氣的構成を示すブロック図である。

30

【図 10】第 3 実施形態の超音波観測システムで生成される画像を示す説明図である。

【図 11】第 4 実施形態の超音波観測システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

【0049】

2, 58 超音波観測システム

3, 35, 40 超音波プローブ

4, 59 超音波観測装置

5 モニタ

8 挿入部

9 把持部

40

15 膨出部

18 振動子アレイ

19 超音波振動子

30 画像処理部

22 目盛

36 指標ライン

41 回転検出部

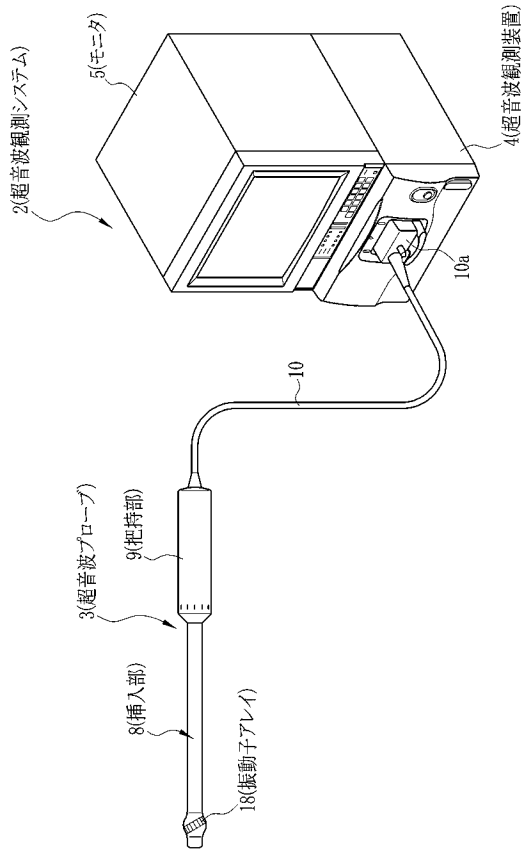
60 画像補正部

64 ~ 66 画像

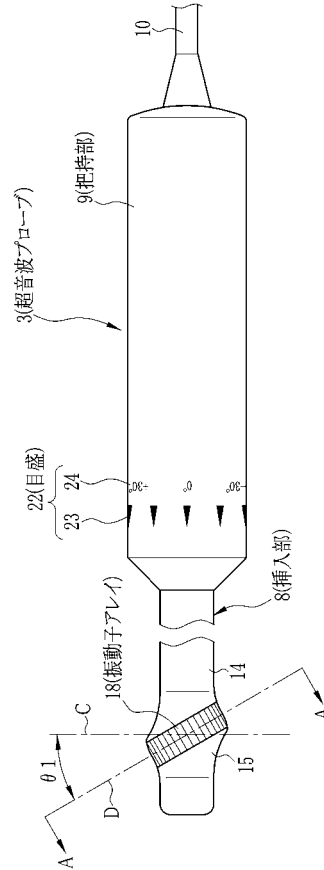
69 切換スイッチ

50

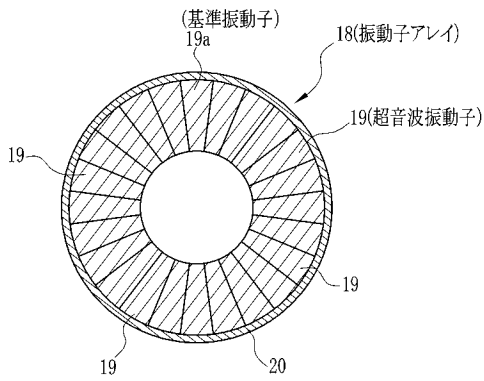
【 図 1 】



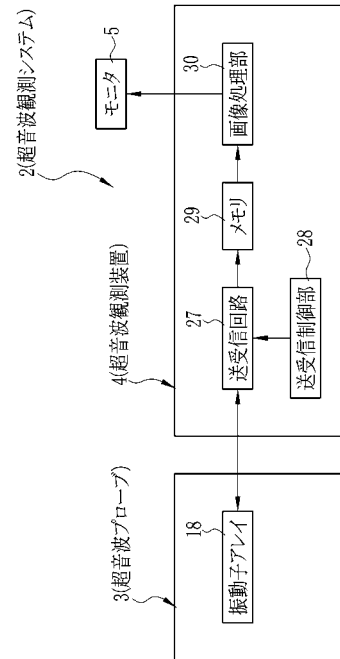
【 図 2 】



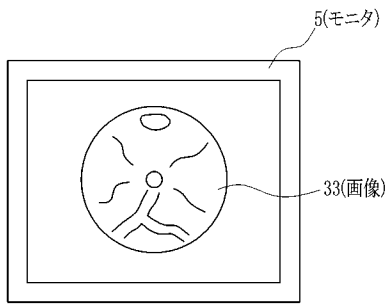
【 図 3 】



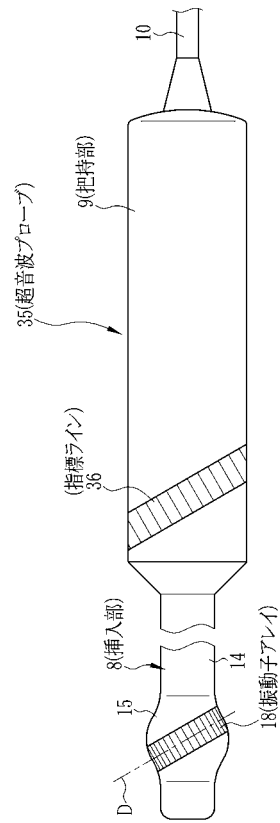
【 図 4 】



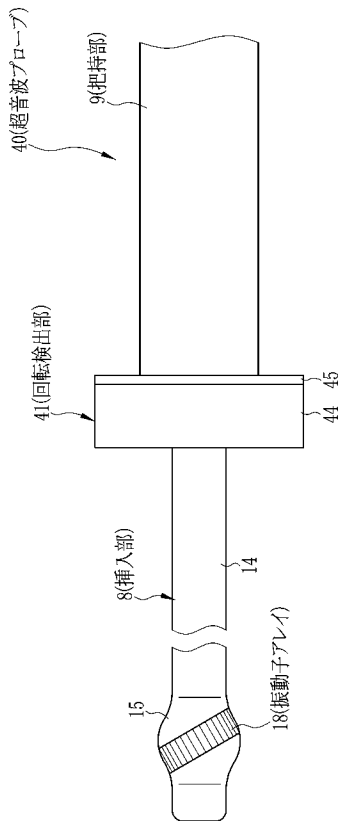
【 図 5 】



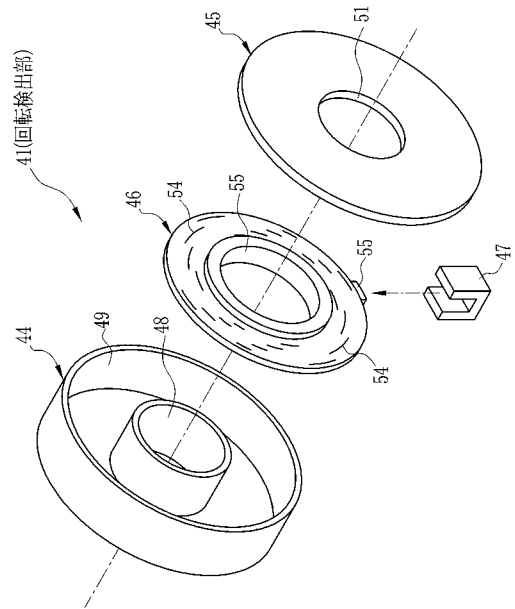
【 図 6 】



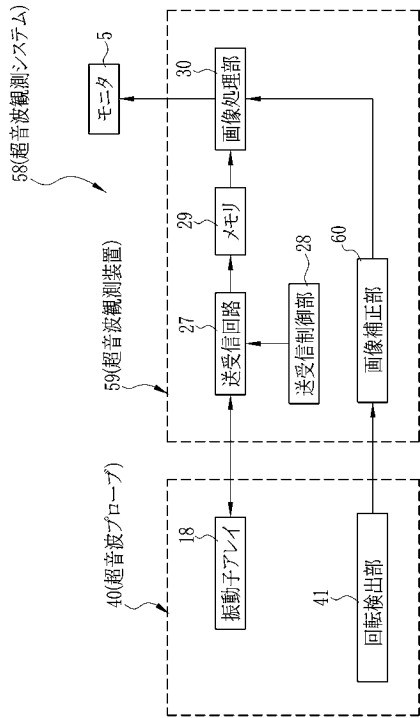
【 図 7 】



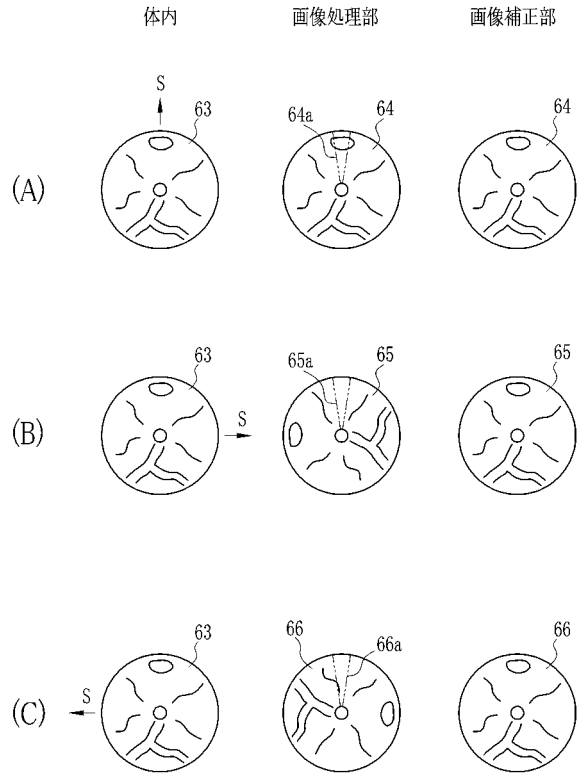
【 図 8 】



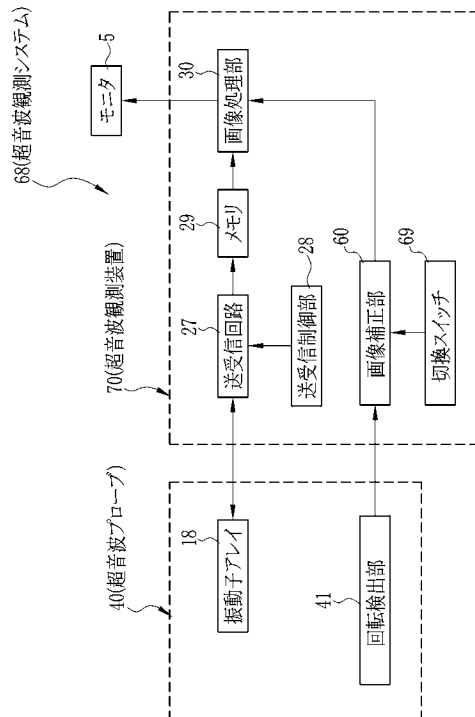
【 図 9 】



【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



专利名称(译)	超声探头和超声波观察系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2010148705A</a>	公开(公告)日	2010-07-08
申请号	JP2008331020	申请日	2008-12-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	森本康彦 田中俊積		
发明人	森本 康彦 田中 俊積		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB24 4C601/EE11 4C601/FE07 4C601/GA03 4C601/GA06 4C601/GA19 4C601/GA30 4C601/GB05 4C601/KK31		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波探头，其中超声波扫描表面是倾斜的，使得超声波扫描表面的方向在插入部分插入体腔的状态下是已知的。解决方案：在超声波探头3中，具有相对于与插入部分8正交的正交平面C倾斜的超声波扫描表面D的换能器阵列18结合在插入部分8的远端侧。换能器阵列18由多个超声换能器组成，这些超声换能器以环形形状排列并沿超声扫描表面D电子地径向扫描超声波。由于表示由正交平面C和超声波扫描平面D形成的角度 $\theta$ 的刻度22设置在用于夹持超声波探头3的握持部分9的远端侧，所以插入部分8插入体腔中，角度 $\theta$ 可以知道。The

