

(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2008-200355

(P2008-200355A)

(43) 公開日 平成20年9月4日(2008.9.4)

(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 14 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2007-41290(P2007-41290)

(22) 出願日 平成19年2月21日(2007.2.21)

(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4番2号

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 藤村 毅直

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4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 BB24 EE09 FE02 GB30
GB35 GB41 GC02 GC10

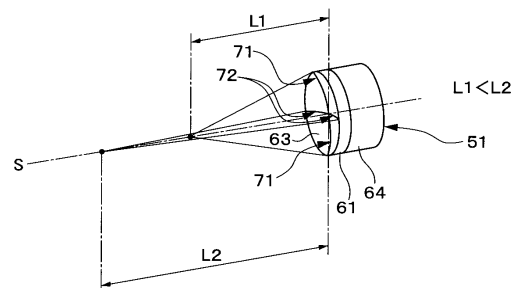
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】キャップ及び音響媒体によらず、レンズの超音波の焦点位置を、超音波の音軸中心を含むキャップの回転中心軸と平行な方向の断面上のレンズ面と、直交する方向の断面上のレンズ面とで合致させるか焦点位置のズレを最小限にする超音波診断装置を提供する。

【解決手段】キャップと、圧電素子61に設けられたレンズ63とを具備するとともに、キャップの中心を回転中心軸として回転自在なキャップ24内に設けられた超音波振動子と、キャップ内に充填された音響媒体と、を具備し、レンズ63は、圧電素子61から放射される超音波を集音するとともに、超音波の音軸中心Sを含む回転中心軸と平行な断面上の第1のレンズ面71の第1の焦点距離L1が、音軸中心Sを含む回転中心軸と直交する断面上の第2のレンズ面の第2の焦点距離L2よりも短い形状を具備していることを特徴とする。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内の体腔壁にキャップ外側媒体を介して外周が接触するキャップと、
電気機械変換素子と、該電気機械変換素子に設けられた凹状のレンズとを具備するとともに、前記キャップの中心を振動子回動軸として回動自在であって、前記キャップを介して被検部位となる前記体腔壁に対し、前記電気機械変換素子を音源とする超音波を放射または受信できる、前記キャップ内に設けられた超音波振動子と、

前記キャップ内において、該キャップの内面と前記超音波振動子との間に充填された、前記超音波振動子から放射された前記超音波が通過する際の音速が、前記キャップ外側媒体よりも遅い音響媒体と、

を具備し、

前記レンズは、前記電気機械変換素子から放射される前記超音波を集音するとともに、前記超音波の音軸中心を含む前記振動子回動軸と平行な断面上の第 1 のレンズ面の第 1 の焦点距離が、前記音軸中心を含む前記振動子回動軸と直交する断面上の第 2 のレンズ面の第 2 の焦点距離よりも短い形状を具備していることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波振動子は、前記電気機械変換素子の前記レンズと反対側に設けられたバックキング材と、前記電気機械変換素子、前記レンズ及び前記バックキング材を保持するとともに、前記超音波振動子の外装を構成するハウジングとをさらに具備していることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記レンズは、前記第 1 のレンズ面及び前記第 2 のレンズ面が部分円弧状に形成されており、

前記第 1 のレンズ面の第 1 の曲率半径が、前記第 2 のレンズ面の第 2 の曲率半径よりも小さくなるよう形成されていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記レンズは、前記第 1 のレンズ面が、次数が 2 次以上の放物線の絶対値により規定される形状に形成されており、第 2 のレンズ面が、部分円弧状に形成されていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記レンズは、前記第 1 のレンズ面及び前記第 2 のレンズ面が、次数が 2 次以上の放物線の絶対値により規定される形状に形成されていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第 1 のレンズ面を規定する放物線の第 1 の係数は、前記第 2 のレンズ面を規定する放物線の第 2 の係数よりも大きく設定されていることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記レンズは、前記第 1 のレンズ面が、次数が 2 次以上の放物線の絶対値により規定される形状に形成されており、第 2 のレンズ面が、平面形状に形成されていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記レンズは、前記第 1 のレンズ面及び第 2 のレンズ面が部分円弧状に形成されており、

前記第 1 のレンズ面は、第 3 の曲率半径と、該第 3 の曲率半径とは異なる第 4 の曲率半径とを具備した 2 つの曲率半径を有する面から多段状に形成され、

前記第 2 のレンズ面は、前記第 3 の曲率半径よりも大きな第 5 の曲率半径と、該第 5 の曲率半径とは異なる前記第 4 の曲率半径よりも大きな第 6 の曲率半径とを具備した 2 つの曲率半径を有する面から多段状に形成されていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記

10

20

30

40

50

載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記レンズは、前記第 1 のレンズ面を規定する第 1 の曲線式に、前記第 2 のレンズ面を規定する第 2 の曲線式を加えることにより、1 つの曲面が規定されて形成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記キャップは、円筒状に形成されており、前記キャップの直径は、20 mm 以下に形成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記キャップ外側媒体は、前記音速が 1500 m / sec 以上の媒体であることを特徴とする請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。 10

【請求項 12】

前記キャップ外側媒体は、水または前記体腔内の体液であることを特徴とする請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記キャップは、前記振動子回動軸と平行な断面上の面の曲率が、前記振動子回動軸と垂直な断面上の面の曲率と異なって形成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 10、12 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記キャップは、球状に形成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 10、12 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、キャップ内に、超音波が通過する際の音速がキャップ外側媒体よりも遅い音響媒体と、キャップの振動子回動軸を中心として回動自在な超音波振動子とが具備された超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波振動子から体腔内の被検部位となる体腔壁に超音波を繰り返し放射し、被検部位の体腔壁から反射される超音波のエコー信号を超音波振動子で受信して、被検部位の二次元的な可視像である超音波画像を表示装置の画面上に表示させて、病変部の診断等に用いることができる超音波診断装置は周知であり、種々提案されている。 30

【0003】

この超音波診断装置と組み合わせて使用される機器としては、超音波内視鏡や超音波プローブ等が周知である。例えば、超音波診断装置を具備する超音波内視鏡は、体腔内に挿入される挿入部の先端部に、被検部位の内視鏡画像を得るための内視鏡観察ユニットと、被検部位の超音波画像を得るための超音波観察ユニットとが備えられた構成が周知である。

【0004】

超音波観察ユニットは、挿入部の先端部において、例えば内視鏡観察ユニットよりも挿入方向の先端側に設けられており、挿入部の先端部に被覆された先端キャップ（以下、単にキャップと称す）と、該キャップ内において、キャップの後述する振動子回動軸を中心として回動自在に設けられた超音波振動子と、キャップ内において、超音波振動子とキャップの内面との間に充填された音響媒体とを具備して構成されている。 40

【0005】

超音波振動子は、電気機械変換素子である圧電素子と、圧電素子の一方の面及び該一方の面と反対側の他方の面に設けられた、圧電素子に対し電圧を印加するまたは圧電素子から電圧を受信する電極と、圧電素子の振動を音源として放射された超音波を集音する音響レンズ（以下、単にレンズと称す）と、圧電素子の他方の面の電極上に設けられた不要な 50

超音波を減衰させるバック材と、圧電素子と電極とレンズとバック材とを、レンズを露出させて保持するとともに、超音波振動子の外装を構成するハウジングとを具備して構成されている。

【0006】

ここで、上述した音響媒体としては、キャップの外側に存在する体腔内のキャップ外側媒体である水や体液等と、超音波の通過する音速が同じとなるよう、水が用いられるのが一般的であるが、超音波振動子の回動潤滑性を向上させるとともに、超音波振動子の回動に伴い音響媒体中において発生する気泡を防ぐ等の目的から、音響媒体として油系媒体等の流動パラフィンを用いる構成も周知であり、例えば特許文献1に開示されている。

【特許文献1】特開平7-241293号公報

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、超音波振動子を音源として放射される超音波は、レンズにより集音された後、音響媒体、キャップを介して被検部位の体腔壁に放射される。

【0008】

ここで、特許文献1に開示されたように、音響媒体に油系媒体を用いると、体腔内におけるキャップ外側媒体は、水や体液等であることから、キャップの外側と内側とで、超音波が通過する際の音速が変化することになる。

【0009】

20

具体的には、油系媒体は水に比べ、超音波が通過する音速が遅いことから、油系媒体及びキャップにおいて、超音波の屈折方向がそれぞれ変化する疑似レンズの効果が発生してしまうといった問題があった。

【0010】

より具体的には、例えば、キャップが円筒形状の場合、レンズにおける、超音波の音軸中心を含むキャップの中心である超音波振動子の振動子回動軸（以下、単に振動子回動軸と称す）と平行な断面上の第1のレンズ面から放射された第1の超音波と、音軸中心を含む振動子回動軸と直交する断面上の第2のレンズ面から放射された第2の超音波とでは、第1の超音波は、キャップの振動子回動軸に平行な曲率の小さな円筒面を略真っ直ぐ通過するのに対し、第2の超音波は、曲率の大きな円筒面、例えばキャップの直径が20mmの場合、半径10mmの曲率を有する円筒面を、既知のスネルの法則により、屈折して通過することから、各レンズ面における超音波の屈折方向の違いにより、第1のレンズ面と第2のレンズ面とで、各超音波の焦点位置が大幅にずれてしまい、良好な超音波画像を得ることができないといった問題があった。

30

【0011】

尚、以上のような問題は、音響媒体に、外側媒体と同じ水を用いた場合においては、キャップの内側と外側とで、超音波が通過する音速が同じとなることから発生しない。

【0012】

本発明の目的は、上記問題点に鑑みてなされたものであり、キャップ内の音響媒体に、キャップ外側媒体よりも超音波の通過する音速が遅い媒体を用いた場合であっても、レンズの超音波の焦点位置を、超音波の音軸中心を含むキャップの振動子回動軸と平行な方向の断面上のレンズ面と、直交する方向の断面上のレンズ面とで合致させるか焦点位置のズレを最小限にすることにより、良好な超音波画像を得ることができる超音波診断装置を提供するにある。

40

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記目的を達成するため本発明による超音波診断装置は、体腔内の体腔壁にキャップ外側媒体を介して外周が接触するキャップと、電気機械変換素子と、該電気機械変換素子に設けられた凹状のレンズとを具備するとともに、前記キャップの中心を振動子回動軸として回動自在であって、前記キャップを介して被検部位となる前記体腔壁に対し、前記電気

50

機械変換素子を音源とする超音波を放射または受信できる、前記キャップ内に設けられた超音波振動子と、前記キャップ内において、該キャップの内面と前記超音波振動子との間に充填された、前記超音波振動子から放射された前記超音波が通過する際の音速が、前記キャップ外側媒体よりも遅い音響媒体と、を具備し、前記レンズは、前記電気機械変換素子から放射される前記超音波を集音するとともに、前記超音波の音軸中心を含む前記振動子回動軸と平行な断面上の第1のレンズ面の第1の焦点距離が、前記音軸中心を含む前記振動子回動軸と直交する断面上の第2のレンズ面の第2の焦点距離よりも短い形状を具備していることを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、キャップ内の音響媒体に、キャップ外側媒体よりも超音波の通過する音速が遅い媒体を用いた場合であっても、レンズの超音波の焦点位置を、超音波の音軸中心を含むキャップの振動子回動軸と平行な方向の断面上のレンズ面と、直交する方向の断面上のレンズ面とで合致させるか焦点位置のズレを最小限にすることにより、良好な超音波画像を得ることができる超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。尚、以下に示す本実施の形態においては、超音波診断装置を、超音波内視鏡に適用する場合を例に挙げて説明する。

【0016】

(第1実施の形態)

図1は、本実施形態の超音波診断装置を含む超音波内視鏡装置の構成を示す図、図2は、図1の超音波内視鏡の挿入部の先端部を拡大して概略的に示す斜視図、図3は、図2中のIII-III線に沿う部分断面図、図4は、図3の超音波振動子の構成を、キャップとともに示す部分断面図である。

【0017】

また、図5は、図4の振動子単体のレンズにおける第1のレンズ面及び第2のレンズ面の焦点距離を示す斜視図、図6は、図5の振動子単体が、音響媒体とともにキャップ内に設けられた状態において第1のレンズ面及び第2のレンズ面の焦点距離が合致した状態を示す斜視図、図7は、図6中のVII-VII線に沿う断面図、図8は、図6中のVIII-VIII線に沿う断面図である。

【0018】

尚、以下、図1～図7に示す超音波内視鏡の構成は、説明を簡略化するため、主要部以外は、省略するかまたは概略的に示してある。

【0019】

図1に示すように、超音波内視鏡装置100は、超音波内視鏡1と、光源装置11と、ビデオプロセッサ12と、超音波観測装置14と、吸引ポンプ15と、送水タンク16とにより主要部が構成されている。

【0020】

超音波内視鏡1は、体腔内に挿入される細長な挿入部2と、この挿入部2の挿入方向の基端部に設けられた把持部を兼ねる操作部3と、該操作部3の、例えば挿入方向基端側から延出された可撓性を有するユニバーサルコード4と、該ユニバーサルコード4の延出端部に設けられたスコープコネクタ5とにより主要部が構成されている。

【0021】

スコープコネクタ5に、光源コネクタ6と、電気コネクタ7と、超音波コネクタ8と、吸引口金9と、送気送水口金10とが設けられている。

【0022】

光源コネクタ6に、照明光を供給する光源装置11が着脱自在な構成となっている。また、電気コネクタ7に、図示しない信号ケーブルを介して各種の信号処理等を行うビデオプロセッサ12が着脱自在な構成となっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

さらに、超音波コネクタ 8 に、超音波ケーブル 1 3 を介して超音波観測装置 1 4 が着脱自在な構成となっている。また、吸引口金 9 に、図示しない吸引チューブを介して吸引ポンプ 1 5 が着脱自在な構成となっている。さらに、送気送水口金 1 0 に、図示しない送気・送水チューブを介して送水タンク 1 6 が着脱自在な構成となっている。

【 0 0 2 4 】

超音波観測装置 1 4 は、超音波内視鏡 1 の各種動作制御を行うものであって、例えば後述する超音波振動子 4 1 の駆動制御や、この超音波振動子 4 1 の駆動制御によって取得した電気信号の信号処理を行って映像信号を生成する動作を行う。

【 0 0 2 5 】

尚、超音波観測装置 1 4 で生成された映像信号は、超音波内視鏡装置を構成する図示しない表示装置に出力される。その結果、この映像信号を受けた表示装置の画面上には超音波画像が表示される。また、超音波観測装置 1 4 は、超音波診断装置の一部を構成している。

【 0 0 2 6 】

超音波内視鏡 1 の挿入部 2 は、先端側から順に、硬質部材で形成された先端硬質部 2 1 と、例えば上下方向及び左右方向に湾曲自在に構成された湾曲部 2 2 と、長尺でかつ可撓性を有する可撓管部 2 3 とが連設されて構成されている。

【 0 0 2 7 】

操作部 3 に、湾曲部 2 2 の湾曲操作を行う湾曲操作ノブ 2 5 と、送気送水操作及び吸引操作をそれぞれ行う送気送水吸引ボタン 2 6 とが設けられている。また、操作部 3 の挿入部 2 側には、処置具を挿入部 2、操作部 3 内に設けられた処置具挿通管路 3 3 を介して体腔内に導入する処置具挿入口 2 7 が設けられている。

【 0 0 2 8 】

図 2 に示すように、先端硬質部 2 1 の外周側面における設定位置に、照明用レンズ 3 0 と、観察用レンズ 3 1 と、処置具用開口 3 2 とが設けられている。

【 0 0 2 9 】

照明用レンズ 3 0 は、ユニバーサルコード 4、操作部 3、挿入部 2 内を挿通する図示しないライトガイドを介して、光源装置 1 1 から供給される照明光を、体腔内の被検部位となる観察部位に向けて出射するものである。この照明用レンズ 3 0 から出射された照明光によって、体腔内における観察部位は照明される。

【 0 0 3 0 】

観察用レンズ 3 1 は、先端硬質部 2 1 内に設けられた、図示しない複数の対物レンズと、該対物レンズの結像位置に設けられている電荷結合素子等の図示しない撮像素子とともに、観察ユニットを構成している。

【 0 0 3 1 】

観察用レンズ 3 1、対物レンズによって観察された観察部位の光学像は、撮像素子の撮像面に結像された後、撮像素子において電気信号に光電変換され、その後、撮像素子から延出する、挿入部 2、操作部 3、ユニバーサルコード 4 内を挿通する図示しない撮像ケーブル、電気コネクタ 7 を介して、ビデオプロセッサ 1 2 に伝送される。

【 0 0 3 2 】

ビデオプロセッサ 1 2 は、伝送された電気信号に対して信号処理を行うことにより、標準的な映像信号を生成し、その映像信号を図示しない表示装置に出力する。その結果、表示装置の画面上に内視鏡観察画像が表示される。

【 0 0 3 3 】

処置具用開口 3 2 は、挿入部 2、操作部 3 内に設けられた処置具挿通管路 3 3 の先端硬質部 2 1 側の開口であり、処置具挿入口 2 7 から処置具挿通管路 3 3 内に挿入された処置具を、体腔内の被検部位に対して突出させる開口である。

【 0 0 3 4 】

先端硬質部 2 1 の照明用レンズ 3 0、観察用レンズ 3 1、処置具用開口 3 2 よりも、挿

10

20

30

40

50

入方向の先端側に、図 2 に示すように、例えば円筒状の、例えばポリエチレンから構成されたキャップ 2 4 が設けられており、キャップ 2 4 内には、図 3 に示すように、音響媒体 4 3 とともに、超音波振動子 4 1 が設けられている。尚、キャップ 2 4、音響媒体 4 3、超音波振動子 4 1 は、超音波診断装置の一部を構成している。

【 0 0 3 5 】

キャップ 2 4 の挿入方向の先端の開口は閉塞されている。また、超音波内視鏡 1 の挿入部 2 は、被検者の咽頭部を通過させて用いられることから、キャップ 2 4 の直径は、出来るだけ小さく、例えば 2 0 m m 以下に形成されていることが好ましい。

【 0 0 3 6 】

さらに、キャップ 2 4 は、挿入部 2 が体腔内に挿入された際、体腔内の体腔壁に対し、超音波が通過する音速が 1 5 0 0 m / s e c 程度の水、体液等のキャップ外側媒体を介して接触する。

【 0 0 3 7 】

キャップ 2 4 は、振動子回転軸 C と、キャップ 2 4 の円筒中心が一致するよう配設されている。

【 0 0 3 8 】

超音波振動子 4 1 は、後述するが、略円柱状の部材に形成されており、キャップ 2 4 内において、先端硬質部 2 1 に設けられた挿入方向先端側に突出する一対の凸部を有する振動子フォルダ 4 2 に外周が挟持されて設けられている。

【 0 0 3 9 】

尚、一対の振動子フォルダ 4 2 の挟持径は、超音波振動子 4 1 の外周径よりも小さく形成されている。このことにより、一対の振動子フォルダ 4 2 は、超音波振動子 4 1 を所定の接触圧を以て挟持する。

【 0 0 4 0 】

また、振動子フォルダ 4 2 は、図示しないモータ等の回動手段によって、振動子回転軸 C を回動中心として回動自在な回動軸 4 0 に接続されている。このことにより、振動子フォルダ 4 2 は、振動子回転軸 C を回動中心として回動する。

【 0 0 4 1 】

その結果、振動子フォルダ 4 2 の挟持された超音波振動子 4 1 は、キャップ 2 4 内において、回動自在となっている。尚、超音波振動子 4 1 は、回動に関わらず、超音波振動子 4 1 の外周面とキャップ 2 4 の内周面との距離が一定となるよう、振動子フォルダ 4 2 により挟持されている。

【 0 0 4 2 】

回動軸 4 0 は、筒状部材から構成されており、回動軸 4 0 の内部には、図 1 に示すように、超音波振動子 4 1 から、挿入部 2、操作部 3 及びユニバーサルコード 4 内を介して、超音波コネクタ 8 に接続される信号ケーブル 9 1 が延出されている。

【 0 0 4 3 】

超音波振動子 4 1 は、図 4 に示すように、例えば 2 つの振動子単体 5 1、5 2 を具備しており、2 つの振動子単体 5 1、5 2 は、超音波振動子 4 1 の円筒状の外装を構成するハウジング 5 0 により、振動子回転軸 C に対し、対向配置されて保持されている。また、振動子単体 5 2 は、振動子単体 5 1 よりも外形が小さく形成されている。尚、超音波振動子 4 1 は、振動子単体 5 1、5 2 のいずれかのみを具備していても構わない。

【 0 0 4 4 】

振動子単体 5 1 は、例えばセラミックから構成された電気機械変換素子である圧電素子 6 1 と、該圧電素子 6 1 の一方の面上及び該一方の面に対向する他方の面上に薄肉に設けられた、Ni、金、銀等のいずれかから構成された電極 6 2 と、圧電素子 6 1 の一方の面の電極 6 2 側に設けられた、例えばエポキシ樹脂から構成された凹状のレンズ 6 3 と、圧電素子 6 1 の他方の面の電極 6 2 側に設けられた、例えばゴムから構成されたバッキング材 6 4 とから主要部が構成されている。

【 0 0 4 5 】

10

20

30

40

50

圧電素子 6 1 は、例えば 5 . 0 M H z、7 . 5 M H z の周波数を放射するプレート状の圧電センサから構成されている。また、電極 6 2 は、圧電素子 6 1 の一方の面及び他方の面に、例えばメッキされることにより形成されており、圧電素子 6 1 に、電圧を印加することにより、圧電素子 6 1 を構成するセラミックの粒子を変形させ、圧電素子 6 1 を音源として超音波を放射させるとともに、放射後、被検部位からはね返った超音波を受信した後の圧電素子 6 1 の変形から電位差を受信する機能を有している。

【 0 0 4 6 】

凹状のレンズ 6 3 は、圧電素子 6 1 の一方の面を音源として放射された超音波が拡散しないよう、被検部位に集音させて放射する機能を有している。また、バッキング材 6 4 は、圧電素子 6 1 の他方の面を音源として放射された超音波を減衰させる機能を有している。

10

【 0 0 4 7 】

振動子単体 5 2 は、例えばセラミックから構成された電気機械変換素子である圧電素子 6 5 と、該圧電素子 6 5 の一方の面上及び該一方の面に対向する他方の面上に薄肉に設けられた、Ni、金、銀等のいずれかから構成された電極 6 6 と、圧電素子 6 5 の一方の面の電極 6 6 側に設けられた、例えばエポキシ樹脂から構成された凹状のレンズ 6 7 と、圧電素子 6 5 の他方の面の電極 6 6 側に設けられた、例えばゴムから構成されたバッキング材 6 8 とから主要部が構成されている。

【 0 0 4 8 】

圧電素子 6 5 は、圧電素子 6 1 よりも高い周波数を放射する、例えば 2 0 M H z、1 2 M H z の周波数を放射するプレート状の圧電センサから構成されている。尚、圧電素子 6 1 は、上述した圧電素子 6 1 よりも外形が小さく形成されている。

20

【 0 0 4 9 】

また、電極 6 6、凹状のレンズ 6 7、バッキング材 6 8 は、上述した電極 6 2、凹状のレンズ 6 3、バッキング材 6 4 と同等の機能を有しているため、その説明は省略するが、電極 6 2、凹状のレンズ 6 3、バッキング材 6 4 よりも外形が小さく形成されている。尚、電極 6 6 は、圧電素子 6 5 の一方の面及び他方の面に、例えばメッキされることにより形成されている。

【 0 0 5 0 】

超音波振動子 4 1 は、キャップ 2 4 の円筒面 2 4 e を介して被検部位に対して超音波を放射するとともに、放射後、被検部位からはね返った超音波を受信して電気信号に変換し、その後、電気信号を、信号ケーブル 9 1、超音波コネクタ 8、超音波ケーブル 1 3 を介して超音波観測装置 1 4 に伝送する。尚、信号ケーブル 9 1、超音波コネクタ 8、超音波ケーブル 1 3 は、超音波診断装置の一部を構成している。

30

【 0 0 5 1 】

超音波観測装置 1 4 は、伝送された電気信号に対して信号処理を行うことにより、超音波画像信号を生成し、その超音波画像信号を図示しない表示装置に出力する。その結果、表示装置の画面上に超音波画像が表示される

また、超音波振動子 4 1 は、上述したように、周波数の異なる圧電素子 6 1、6 5 を具備する 2 つの振動子単体 5 1、5 2 を具備している。よって、振動子単体 5 1、5 2 のいずれかを、超音波振動子 4 1 が回動されることにより被検部位に対向させて、振動子単体 5 1、5 2 のいずれかから被検部位に対して、キャップ 2 4 の円筒面 2 4 e を介して超音波を放射、受信することにより、超音波振動子 4 1 に対して距離の異なる被検部位の良好な超音波画像を得ることができる。

40

【 0 0 5 2 】

具体的には、一方、回動により、2 0 M H z、1 2 M H z の周波数を有する圧電センサから構成された圧電素子 6 5 を具備する振動子単体 5 2 を被検部位に対向させて、超音波を放射、受信することにより、円筒面 2 4 e を介して超音波振動子 4 1 に近接する被検部位の良好な超音波画像を得ることができる。

【 0 0 5 3 】

50

また、他方、回動により、 5.0MHz 、 7.5MHz の周波数を有する圧電センサから構成された圧電素子61を具備する振動子単体51を被検部位に対向させて、超音波を放射、受信することにより、円筒面24eを介して超音波振動子41に対して離間する被検部位の良好な超音波画像を得ることができる。

【0054】

音響媒体43は、超音波振動子41の回動潤滑性を向上させるとともに、超音波振動子41の回動に伴い音響媒体43中において発生する気泡を防ぐ目的から、上述したキャップ外側媒体よりも超音波が通過する音速が遅いグリセリン等の油系媒体から構成されており、キャップ24内において、キャップ24の内周面と超音波振動子41との間に充填されている。

10

【0055】

ここで、超音波振動子41における各振動子単体51、52の各レンズ63、67は、図5、図8に示すように、各レンズ63、67単体における音軸中心Sを含む振動子回動軸Cと平行な断面上の第1のレンズ面71の第1の焦点距離 L_1 が、図5、図7に示すように、各レンズ63、67における音軸中心Sを含む振動子回動軸Cと直交する断面上の第2のレンズ面72の第2の焦点距離 L_2 よりも短く($L_1 < L_2$)なるよう形成されている。尚、図5～図8は、図面を簡略化するため、超音波振動子41は、振動子単体51のみを記載した図となっている。

【0056】

ここで、本実施の形態のように、音響媒体43に油系媒体を用いると、体腔内におけるキャップ24の外側の媒体は、油系媒体よりも超音波が通過する速度が速い水や体液等であることから、キャップの外側と内側とで、超音波振動子41から放射された超音波が通過する際の音速が変化することに伴い、音響媒体43及びキャップ24の円筒面24e(図6参照)において、超音波の屈折方向が変化する疑似レンズの効果が発生してしまう。

20

【0057】

より具体的には、レンズ63における第1のレンズ面71から放射された第1の超音波と、第2のレンズ面72から放射された第2の超音波とは、第1の超音波は、図8に示すように、キャップ24の振動子回動軸Cに平行な曲率の小さな円筒面24e1を略真直ぐ通過するのに対し、第2の超音波は、図7に示すように、曲率の大きな円筒面24e2、例えばキャップ24の直径が 20mm の場合、半径 10mm の曲率を有する円筒面24e2を、既知のスネルの法則により、屈折して通過することから、超音波の屈折方向の違いにより、レンズ63における第1のレンズ面71と第2のレンズ面72とで、各超音波の焦点位置が大幅にずれてしまい、良好な超音波画像を得ることができないといった問題があった。

30

【0058】

しかしながら、本実施の形態のように、予め、図5に示すように、第1のレンズ面71の第1の焦点距離 L_1 を、第2のレンズ面72の第2の焦点距離 L_2 よりも短く設定しておけば、図6に示すように、キャップ24内に、超音波振動子41を音響媒体43とともに設けた際、油系媒体からなる音響媒体43、及びキャップ24の円筒面24eが疑似レンズ効果を生じたとしても、図6～図8に示すように、第1のレンズ面71及び第2のレンズ面72の焦点位置が、第3の焦点位置 L_3 で合致するか、最小限のズレ、例えば第2のレンズ面72の焦点位置を1とした場合、第1のレンズ面71の焦点位置のズレを3～6%以内に抑制することができることが実験結果から分かった。

40

【0059】

尚、以上のことは、振動子単体52におけるレンズ67においても同様である。

【0060】

このように、本実施の形態においては、予め、第1のレンズ面71の焦点距離 L_1 を、第2のレンズ面72の焦点距離 L_2 よりも短くなるよう、各レンズ63、67を形成すると示した。

【0061】

50

このことによれば、キャップ外側媒体よりも超音波が通過する音速が遅い油系媒体からなる音響媒体 4 3 及びキャップ 2 4 の円筒面 2 4 e が疑似レンズ効果が発生したとしても、第 1 のレンズ面 7 1 及び第 2 のレンズ面 7 2 の焦点位置が、第 3 の焦点位置 L 3 において一致するか最小限のズレとなることから、良好な超音波画像を得ることができる超音波診断装置を提供することができる。

【 0 0 6 2 】

(第 2 実施の形態)

図 9 は、本実施の形態を示す超音波診断装置が具備する超音波振動子の振動子単体の構成を示す斜視図、図 1 0 は、図 9 のレンズ形状を、第 1 のレンズ面の断面及び第 2 のレンズ面の断面とともに示す図、図 1 1 は、図 2 中の XIk-XIk 線に沿う部分断面図を、XIh-XIh 線に沿う部分断面図とともに示す図である。

10

【 0 0 6 3 】

尚、本実施の形態は、上述した第 1 実施形態の第 1 のレンズ面 7 1 の焦点距離 L 1 を第 2 のレンズ面 7 2 の焦点距離 L 2 よりも短く設定するためのレンズ形状を以下に示す。よって、第 1 実施の形態と同様の構成には、同じ符号を付し、その説明は省略する。

【 0 0 6 4 】

また、本実施の形態においても、図面を簡略化するため、超音波振動子 4 1 は、振動子単体 5 1 のみを記載した図となっている。

【 0 0 6 5 】

図 9、図 1 0 に示すように、本実施の形態におけるレンズ 6 3 は、第 1 のレンズ面 7 1 及び第 2 のレンズ面 7 2 が部分円弧状に形成されており、第 1 のレンズ面 7 1 の A-A 断面における第 1 の曲率半径 R 1 が、第 2 のレンズ面 7 2 の B-B 断面における第 2 の曲率半径 R 2 よりも小さくなるように ($R 1 < R 2$) 形成されている。

20

【 0 0 6 6 】

このようなレンズ 6 3 の構成によれば、第 1 のレンズ面 7 1 の曲率半径 R 1 が、第 2 のレンズ面 7 2 の曲率半径 R 2 よりも小さくなるように ($R 1 < R 2$) 形成されていることにより、第 1 のレンズ面 7 1 の焦点距離 L 1 が、第 2 のレンズ面 7 2 の焦点距離 L 2 よりも、上述したように短く ($L 1 < L 2$) なるよう設定することができることが実験から分かった。

【 0 0 6 7 】

その結果、キャップ外側媒体よりも超音波が通過する音速が遅い油系媒体からなる音響媒体 4 3 及びキャップ 2 4 の円筒面 2 4 e が疑似レンズ効果が発生したとしても、第 1 のレンズ面 7 1 及び第 2 のレンズ面 7 2 の焦点位置が、図 1 1 に示すように、第 3 の焦点位置 L 3 において一致するか最小限のズレ L x となることから、良好な超音波画像を得ることができる超音波診断装置を提供することができる。

30

【 0 0 6 8 】

尚、以上のことは、振動子単体 5 2 のレンズ 6 7 であっても同様である。

【 0 0 6 9 】

(第 3 実施の形態)

図 1 2 は、本実施の形態を示す超音波診断装置が具備する超音波振動子の振動子単体の図 1 0 とは異なるレンズ形状を、第 1 のレンズ面の断面及び第 2 のレンズ面の断面とともに示す図、図 1 3 は、図 1 2 とは異なるレンズ形状を、第 1 のレンズ面の断面及び第 2 のレンズ面の断面とともに示す図、図 1 4 は、本実施の形態における第 1 のレンズ面及び第 2 のレンズ面の焦点位置を示す部分断面図である。

40

【 0 0 7 0 】

尚、本実施の形態においても、上述した第 1 実施形態の第 1 のレンズ面 7 1 の焦点距離 L 1 を第 2 のレンズ面 7 2 の焦点距離 L 2 よりも短く設定するための第 2 実施の形態とは異なるレンズ形状を以下に示す。よって、第 1 実施の形態と同様の構成には、同じ符号を付し、その説明は省略する。

【 0 0 7 1 】

50

また、本実施の形態においても、図面を簡略化するため、超音波振動子 4 1 は、振動子単体 5 1 のみを記載した図となっている。

【0072】

図 1 2 に示すように、本実施の形態におけるレンズ 6 3 は、A-A断面における第 1 のレンズ面 7 1 が、2 次の放物線 8 0 の絶対値により規定される形状に形成されており、B-B断面における第 2 のレンズ面 7 2 が部分円弧状に形成されている。また、放物線 8 0 の放物線焦点 8 1 からの焦点距離 $R 1 0$ が、第 2 のレンズ面 7 2 の B-B断面における曲率半径 $R 2$ よりも小さくなるように ($R 1 0 < R 2$) 形成されている。

【0073】

尚、図 1 3 に示すように、A-A断面における第 1 のレンズ面 7 1 が、3 次の放物線 8 2 の絶対値により規定される形状に形成されていても構わない。また、図示しないが、A-A断面における第 1 のレンズ面 7 1 が、サイクロイド曲線の絶対値により規定される形状に形成されていても構わない。

10

【0074】

このようなレンズ 6 3 の構成によっても、第 1 のレンズ面 7 1 の焦点距離 $L 1$ が、第 2 のレンズ面 7 2 の焦点距離 $L 2$ よりも、上述したように短く ($L 1 < L 2$) なるよう設定することができることが実験から分かった。

【0075】

その結果、キャップ外側媒体よりも超音波が通過する音速が遅い油系媒体からなる音響媒体 4 3 及びキャップ 2 4 の円筒面 2 4 e が疑似レンズ効果が発生したとしても、第 1 のレンズ面 7 1 及び第 2 のレンズ面 7 2 の焦点位置が、第 3 の焦点位置 $L 3$ において一致するか最小限のズレとなることから、良好な超音波画像を得ることができる超音波診断装置を提供することができる。

20

【0076】

さらには、上述した第 1 及び第 2 実施の形態においては、第 3 の焦点位置 $L 3$ においては、焦点が絞られている領域は、ごく限られた領域としかならないが、本実施の形態におけるレンズ 6 3 の形状によれば、図 1 4 に示すように、第 3 の焦点位置 $L 3$ においては、焦点が絞られている領域 P は、 $L s$ のように、従来よりも長く設定することができることが実験から分かった。

【0077】

よって、上述した第 2 実施の形態よりも、より良好な超音波画像を得ることができる超音波診断装置を提供することができる。

30

【0078】

尚、以上のことは、振動子単体 5 2 のレンズ 6 7 であっても同様である。

【0079】

(第 4 実施の形態)

図 1 5 は、本実施の形態を示す超音波診断装置が具備する超音波振動子の振動子単体の図 1 0、図 1 2 とは異なるレンズ形状を、第 1 のレンズ面の断面及び第 2 のレンズ面の断面とともに示す図である。

【0080】

尚、本実施の形態においても、上述した第 1 実施形態の第 1 のレンズ面 7 1 の焦点距離 $L 1$ を第 2 のレンズ面 7 2 の焦点距離 $L 2$ よりも短く設定するための第 2、第 3 実施の形態とは異なるレンズ形状を以下に示す。よって、第 1 実施の形態と同様の構成には、同じ符号を付し、その説明は省略する。

40

【0081】

また、本実施の形態においても、図面を簡略化するため、超音波振動子 4 1 は、振動子単体 5 1 のみを記載した図となっている。

【0082】

図 1 5 に示すように、本実施の形態におけるレンズ 6 3 は、A-A断面における第 1 のレンズ面 7 1 が、2 次以上の放物線 8 3 の絶対値により規定される形状に形成されており、

50

B-B断面における第2のレンズ面72が、放物線83とは係数の異なる2次以上の放物線84の絶対値により規定される形状に形成されている。

【0083】

具体的には、放物線83、84を2次の放物線とした場合、A-A断面における第1のレンズ面71が、 $y = ax^2$ の放物線83の絶対値により規定される形状に形成されており、B-B断面における第2のレンズ面72が、第2の係数bが第1の係数aよりも小さい($b < a$)、 $y = bx^2$ の放物線84の絶対値により規定される形状に形成されている。

【0084】

このようなレンズ63の構成によっても、第1のレンズ面71の焦点距離L1が、第2のレンズ面72の焦点距離L2よりも、上述したように短く($L1 < L2$)なるよう設定することができることが実験から分かった。

10

【0085】

その結果、キャップ外側媒体よりも超音波が通過する音速が遅い油系媒体からなる音響媒体43及びキャップ24の円筒面24eが疑似レンズ効果を発生したとしても、第1のレンズ面71及び第2のレンズ面72の焦点位置が、第3の焦点位置L3において一致するか最小限のズレとなることから、良好な超音波画像を得ることができる超音波診断装置を提供することができる。

【0086】

さらには、本実施の形態におけるレンズ63の形状によれば、上述した第2実施の形態よりも、特に、上述した図13に示したように、A-A断面における第1のレンズ面71が、3次の放物線82の絶対値により規定される形状に形成されている場合よりも、第3の焦点位置L3において、焦点が絞られている上述した領域Pを、 L_s 以上に長く設定することができることが実験から分かった。

20

【0087】

よって、上述した第2及び第3実施の形態よりも、より良好な超音波画像を得ることができる超音波診断装置を提供することができる。

【0088】

尚、以上のことは、振動子単体52のレンズ67であっても同様である。

【0089】

(第5実施の形態)

30

図16は、本実施の形態を示す超音波診断装置が具備する超音波振動子の振動子単体の図10、図12、図15とは異なるレンズ形状を、第1のレンズ面の断面及び第2のレンズ面の断面とともに示す図である。

【0090】

尚、本実施の形態においても、上述した第1実施形態の第1のレンズ面71の焦点距離L1を第2のレンズ面72の焦点距離L2よりも短く設定するための第2～第4実施の形態とは異なるレンズ形状を以下に示す。よって、第1実施の形態と同様の構成には、同じ符号を付し、その説明は省略する。

【0091】

また、本実施の形態においても、図面を簡略化するため、超音波振動子41は、振動子単体51のみを記載した図となっている。

40

【0092】

図16に示すように、本実施の形態のレンズ63は、A-A断面における第1のレンズ面71が、2次以上の放物線85の絶対値により規定される形状に形成されており、B-B断面における第2のレンズ面72が、平面形状に形成されている。

【0093】

即ち、第2のレンズ面72は、レンズ効果を有さない形状に形成されている。このことにより、レンズ63における音軸中心Sを含む振動子回動軸Cと直交する方向においては、音響媒体43と、キャップ24の円筒面24e2とからなる疑似レンズが、超音波を第3の焦点位置L3に集束させるよう機能する。

50

【0094】

このようなレンズ63の構成によっても、第1のレンズ面71の焦点距離 L_1 が、第2のレンズ面72の焦点距離 L_2 よりも、上述したように短く($L_1 < L_2$)なるよう設定することができることが実験から分かった。

【0095】

その結果、キャップ外側媒体よりも超音波が通過する音速が遅い油系媒体からなる音響媒体43及びキャップ24の円筒面24eが疑似レンズ効果を発生したとしても、第1のレンズ面71及び第2のレンズ面72の焦点位置が、第3の焦点位置 L_3 において一致するか最小限のズレとなることから、良好な超音波画像を得ることができる超音波診断装置を提供することができる。

10

【0096】

さらには、本実施の形態におけるレンズ63の形状によれば、第2のレンズ面72は、レンズ効果を有さない形状に形成されていることから、レンズ63の加工を上述した第2~第4実施の形態よりも簡単にすることができる。

【0097】

尚、以上のことは、振動子単体52のレンズ67であっても同様である。

【0098】

(第6実施の形態)

図17は、本実施の形態を示す超音波診断装置が具備する超音波振動子の振動子単体の図10、図12、図15、図16とは異なるレンズ形状を、第1のレンズ面の断面及び第2のレンズ面の断面とともに示す図である。

20

【0099】

尚、本実施の形態においても、上述した第1実施形態の第1のレンズ面71の焦点距離 L_1 を第2のレンズ面72の焦点距離 L_2 よりも短く設定するための第2~第5実施の形態とは異なるレンズの形状を以下に示す。よって、第1実施の形態と同様の構成には、同じ符号を付し、その説明は省略する。

【0100】

また、本実施の形態においても、図面を簡略化するため、超音波振動子41は、振動子単体51のみを記載した図となっている。

【0101】

図17に示すように、本実施の形態のレンズ63は、A-A断面における第1のレンズ面71及びB-B断面における第2のレンズ面72が、部分円弧状に形成されている。詳しくは、第1のレンズ面71は、該第1のレンズ面71のA-A断面において、第3の曲率半径 R_3 と、第4の曲率半径 R_5 とを具備した2つの曲率半径を有する面から多段状に形成されている。また、第2のレンズ面72は、該第2のレンズ面71のB-B断面において、第3の曲率半径 R_3 よりも大きな第5の曲率半径 R_4 と、第5の曲率半径 R_4 とは異なる第4の曲率半径 R_5 よりも大きな第6の曲率半径 R_6 とを具備した2つの曲率半径を有する面から多段状に形成されている。

30

【0102】

このようなレンズ63の構成によっても、第1のレンズ面71の焦点距離 L_1 が、第2のレンズ面72の焦点距離 L_2 よりも、上述したように短く($L_1 < L_2$)なるよう設定することができることが実験から分かった。

40

【0103】

その結果、キャップ外側媒体よりも超音波が通過する音速が遅い油系媒体からなる音響媒体43及びキャップ24の円筒面24eが疑似レンズ効果を発生したとしても、第1のレンズ面71及び第2のレンズ面72の焦点位置が、第3の焦点位置 L_3 において一致するか最小限のズレとなることから、良好な超音波画像を得ることができる超音波診断装置を提供することができる。

【0104】

さらには、本実施の形態におけるレンズ63の形状によれば、上述した第2実施の形態

50

同様、第3の焦点位置L3において、焦点が絞られている上述した領域Pを、Lsと同様に長く設定することができることが実験から分かっている。

【0105】

尚、以上のことは、振動子単体52のレンズ67であっても同様である。

【0106】

(第7実施の形態)

図18は、本実施の形態を示す超音波診断装置が具備する超音波振動子の振動子単体のレンズ面の形状を規定するための方法を説明するのに用いるレンズの拡大斜視図である。

【0107】

上述した第2～第6実施の形態においては、第1のレンズ面71と第2のレンズ面72との形状について説明したが、本実施の形態においては、レンズ63における1つのレンズ面の形状の規定方法を、以下に示す。よって、第1実施の形態と同様の構成には、同じ符号を付し、その説明は省略する。

【0108】

また、本実施の形態においても、図面を簡略化するため、超音波振動子41は、振動子単体51のみを記載した図となっている。

【0109】

本実施の形態においては、レンズ63に対し、第1のレンズ面71及び第2のレンズ面72を部分円弧状に設定した場合、第1のレンズ面71を規定する第1の曲線式86に、第2のレンズ面72を規定する第2の曲線式87を加えることにより、レンズ63の1つのレンズ面を規定することができる。

【0110】

具体的には、Y-Z面における第1のレンズ面71の形状を、

$$Z = R1 - \sqrt{(R1^2 - Y^2)}$$

の第1の曲線式86で規定するとともに、X-Z面における第2のレンズ面72の形状を、

$$Z = R2 - \sqrt{(R2^2 - X^2)}$$

と規定する。

【0111】

その結果、レンズ63は、第1の曲線式86に第2の曲線式87を加えることにより、

$$Z = (R1 - \sqrt{R1^2 - Y^2}) + (R2 - \sqrt{R2^2 - X^2})$$

により、1つの面が規定される。

【0112】

また、レンズ63に対し、A-A断面における第1のレンズ面71及びB-B断面における第2のレンズ面72が、2次以上の放物線の絶対値により規定される形状に設定した場合であっても、第1のレンズ面71を規定する第1の曲線式86に、第2のレンズ面72を規定する第2の曲線式87を加えることにより、1つのレンズ面を規定する。

【0113】

具体的には、Y-Z面における第1のレンズ面71の形状を、

$$Z = a Y^2$$

の第1の曲線式86で規定するとともに、X-Z面における第2のレンズ面72の形状を、

$$Z = b X^2$$

の第2の曲線式87で規定することにより、レンズ63は、第1の曲線式86に第2の曲線式87を加えることにより、

$$Z = a Y^2 + b X^2$$

により、1つの面が規定される。尚、以上のことは、振動子単体52のレンズ67であ

10

20

30

40

50

っても同様である。

【0114】

また、以下、図19を用いて変形例を示す。図19は、図2の超音波振動子のレンズを、リング状に形成した変形例をXIX-XIX断面図とともに示す平面図である。

【0115】

上述したレンズ63、67は、上述した第1～第6実施の形態に示したレンズを満足する曲面あれば、上述した曲線式によって規定される曲面に限定されない。例えばレンズ63、67は、図19に示すように、中心から外周縁までの半径がR20、音軸中心S方向のレンズのXIX-XIX断面の半径がR21のリング状に形成されていても構わない。尚、この際、圧電素子61、65は、ドーナツの中心を避けた位置、即ち平面視した状態でリング状のレンズ63、67に重畳する位置に配設される。

10

【0116】

また、上述した第1～第7本実施の形態においては、超音波診断装置を、超音波内視鏡に適用する場合を例に挙げて説明したが、これに限らず、超音波診断装置は、超音波プローブに適用しても構わないし、他の器具に適用しても、上述した第1～第7本実施の形態と同様の効果を得ることができるということは勿論である。

【0117】

さらに、以下、図20を用いて変形例を示す。図20は、図2のキャップを樽型に形成した変形例を示す斜視図である。

【0118】

上述した第1～第7実施の形態においては、キャップ24は、円筒状に形成されていると示した。

20

【0119】

これに限らず、図20に示すように、キャップ24は、振動子回転軸Cと平行な面の曲率R22と、該曲率R22とは異なる振動子回転軸Cと直交する面の曲率R23とを有する樽型に形成されていても構わない。

【0120】

このように、キャップ24が樽型に形成されておれば、上述した第1～第7実施の形態と同様の効果を得ることができるばかりか、キャップ24における振動子回転軸Cと平行な円筒面と垂直な円筒面とにおいて、レンズ63、67の振動子回転軸Cと平行な曲面と垂直な曲面との曲率差を少なく出来ることから、レンズ63、67形成の際の曲面の曲率の誤差の許容範囲を、キャップ24にて広げることができる。即ち、レンズ63、67が形成しやすくなる。

30

【0121】

また、キャップ24が樽型に形成されておれば、超音波内視鏡1の挿入部2を体腔内に挿入した際、キャップ24を体腔内の体腔壁に、密着させやすくなる。

【0122】

さらに、レンズ63、64のレンズ面が球面に形成されている場合、キャップ24も球状に形成しても、上述した実施の形態と略同様の効果を得ることができる。このように、キャップ24を球状に形成すれば、キャップ24の形成が容易になる。

40

【図面の簡単な説明】

【0123】

【図1】本実施形態の超音波診断装置を含む超音波内視鏡装置の構成を示す図。

【図2】図1の超音波内視鏡の挿入部の先端部を拡大して概略的に示す斜視図。

【図3】図2中のIII-III線に沿う部分断面図。

【図4】図3の超音波振動子の構成を、キャップとともに示す部分断面図。

【図5】図4の振動子単体のレンズにおける第1のレンズ面及び第2のレンズ面の焦点距離を示す斜視図。

【図6】図5の振動子単体が、音響媒体とともにキャップ内に設けられた状態において第1のレンズ面及び第2のレンズ面の焦点距離が合致した状態を示す斜視図。

50

【図 7】図 6 中のVII-VII線に沿う断面図。

【図 8】図 6 中のVIII-VIII線に沿う断面図。

【図 9】本実施の形態を示す超音波診断装置が具備する超音波振動子の振動子単体の構成を示す斜視図。

【図 10】図 9 のレンズ形状を、第 1 のレンズ面の断面及び第 2 のレンズ面の断面とともに示す図。

【図 11】図 2 中のXI_k-XI_k線に沿う部分断面図を、XI_h-XI_h線に沿う部分断面図とともに示す図。

【図 12】本実施の形態を示す超音波診断装置が具備する超音波振動子の振動子単体の図 10 とは異なるレンズ形状を、第 1 のレンズ面の断面及び第 2 のレンズ面の断面とともに示す図。

10

【図 13】図 12 とは異なるレンズ形状を、第 1 のレンズ面の断面及び第 2 のレンズ面の断面とともに示す図。

【図 14】本実施の形態における第 1 のレンズ面及び第 2 のレンズ面の焦点位置を示す部分断面図。

【図 15】本実施の形態を示す超音波診断装置が具備する超音波振動子の振動子単体の図 10、図 12 とは異なるレンズ形状を、第 1 のレンズ面の断面及び第 2 のレンズ面の断面とともに示す図。

【図 16】本実施の形態を示す超音波診断装置が具備する超音波振動子の振動子単体の図 10、図 12、図 15 とは異なるレンズ形状を、第 1 のレンズ面の断面及び第 2 のレンズ面の断面とともに示す図。

20

【図 17】本実施の形態を示す超音波診断装置が具備する超音波振動子の振動子単体の図 10、図 12、図 15、図 16 とは異なるレンズ形状を、第 1 のレンズ面の断面及び第 2 のレンズ面の断面とともに示す図。

【図 18】本実施の形態を示す超音波診断装置が具備する超音波振動子の振動子単体のレンズ面の形状を規定するための方法を説明するのに用いるレンズの拡大斜視図。

【図 19】図 2 の超音波振動子のレンズを、ドーナツ型に形成した変形例をXIX-XIX断面図とともに示す平面図。

【図 20】図 2 のキャップを樽型に形成した変形例を示す斜視図。

30

【符号の説明】

【0124】

8 ... 超音波コネクタ

13 ... 超音波ケーブル

14 ... 超音波観測装置

24 ... キャップ

41 ... 超音波振動子

43 ... 音響媒体

50 ... ハウジング

61 ... 圧電素子

63 ... レンズ

64 ... バッキング材

65 ... 圧電素子

67 ... レンズ

68 ... バッキング材

71 ... 第 1 のレンズ面

72 ... 第 2 のレンズ面

86 ... 第 1 の曲線式

87 ... 第 2 の曲線式

91 ... 信号ケーブル

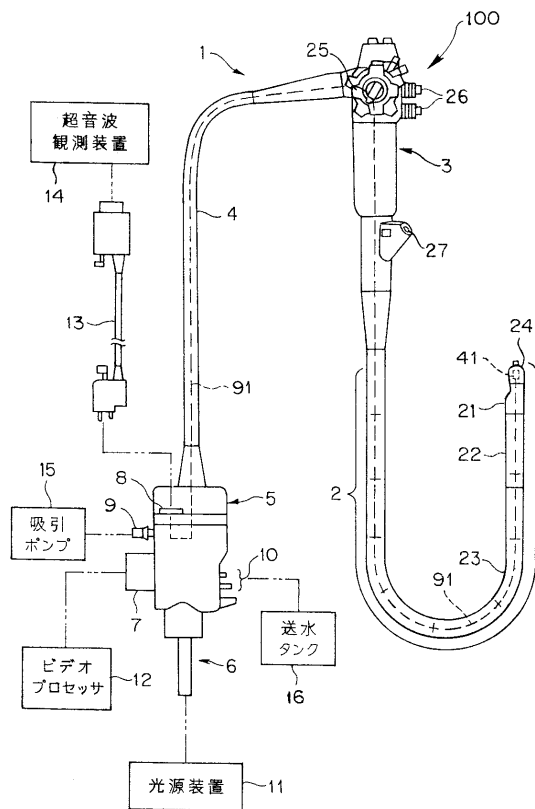
a ... 第 1 の係数

40

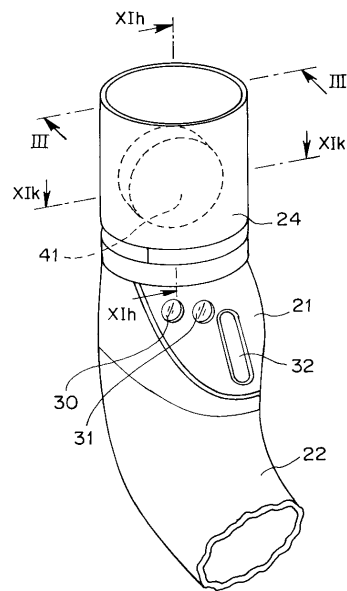
50

- b ... 第 2 の係数
- C ... 振動子回転軸 C
- L 1 ... 第 1 の焦点距離
- L 2 ... 第 2 の焦点距離
- R 1 ... 第 1 の曲率半径
- R 2 ... 第 2 の曲率半径
- R 3 ... 第 3 の曲率半径
- R 4 ... 第 5 の曲率半径
- R 5 ... 第 4 の曲率半径
- R 6 ... 第 6 の曲率半径
- S ... 音軸中心

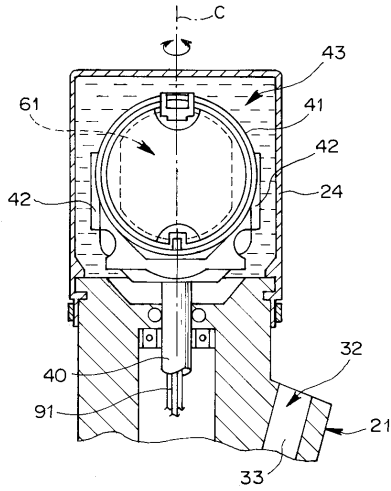
【 図 1 】



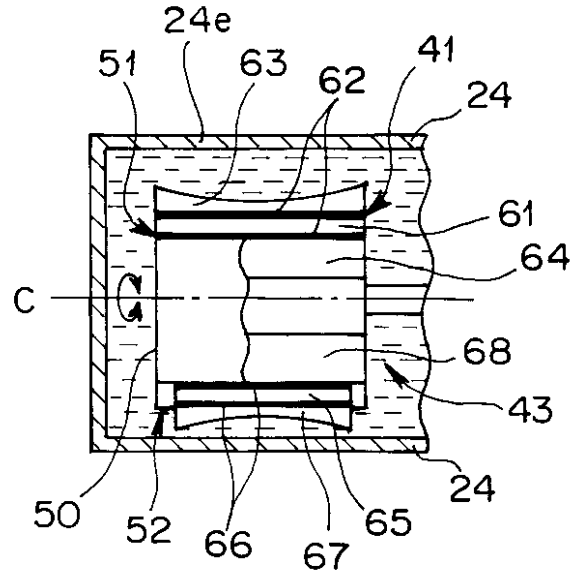
【 図 2 】



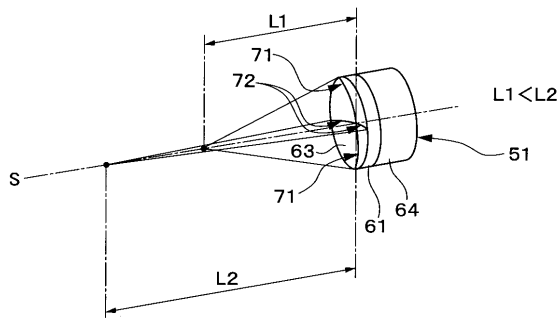
【 図 3 】



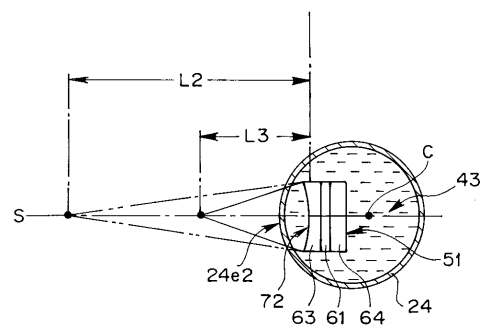
【 図 4 】



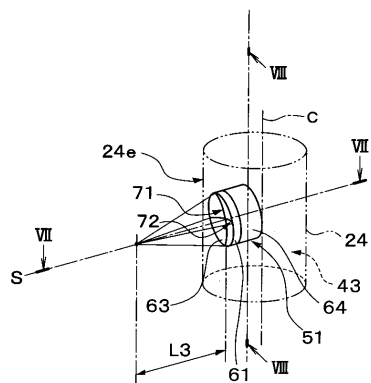
【 図 5 】



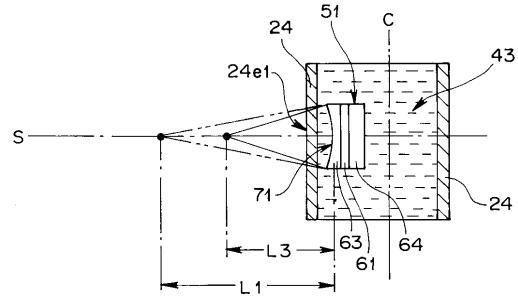
【 図 7 】



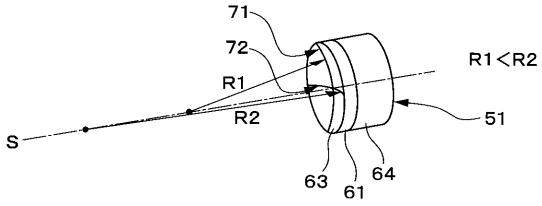
【 図 6 】



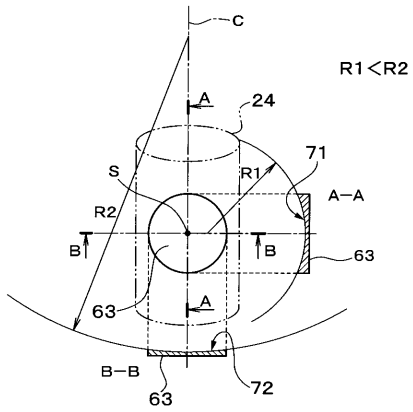
【 図 8 】



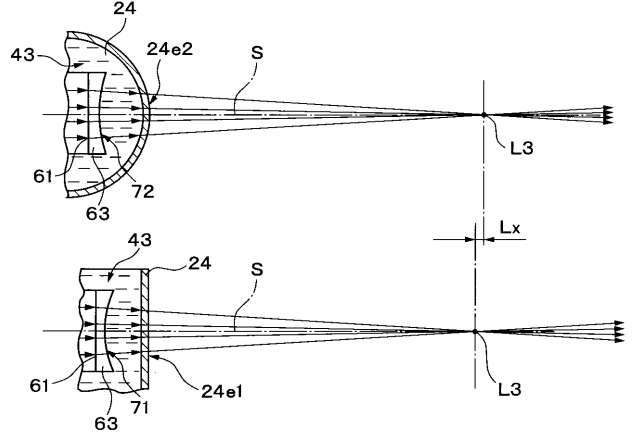
【 図 9 】



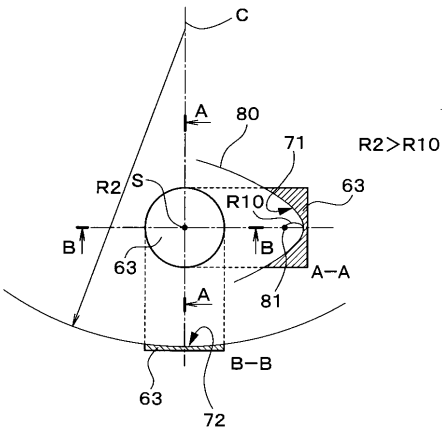
【 図 10 】



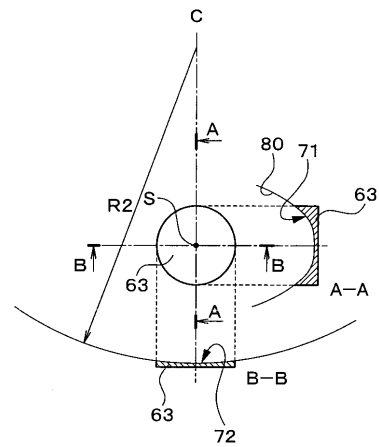
【 図 11 】



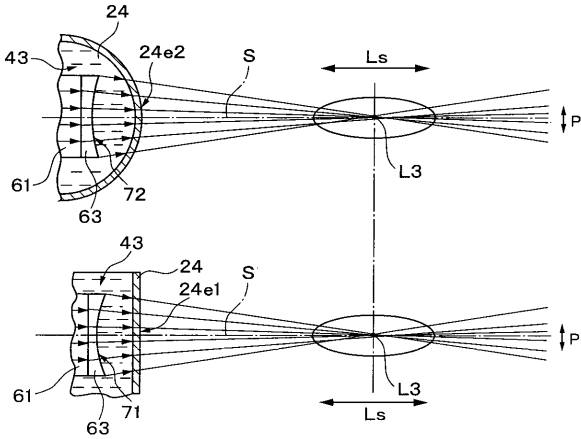
【 図 12 】



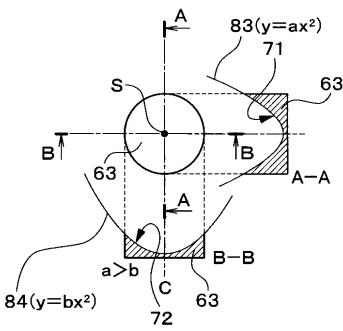
【 図 13 】



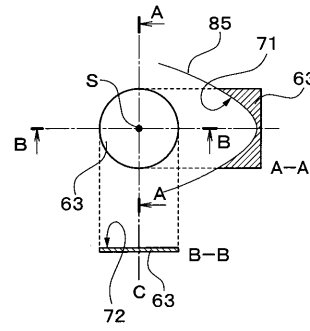
【 図 1 4 】



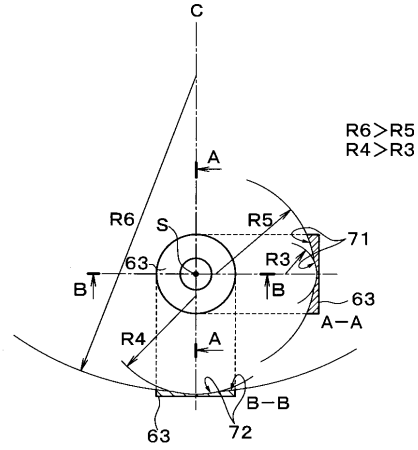
【 図 1 5 】



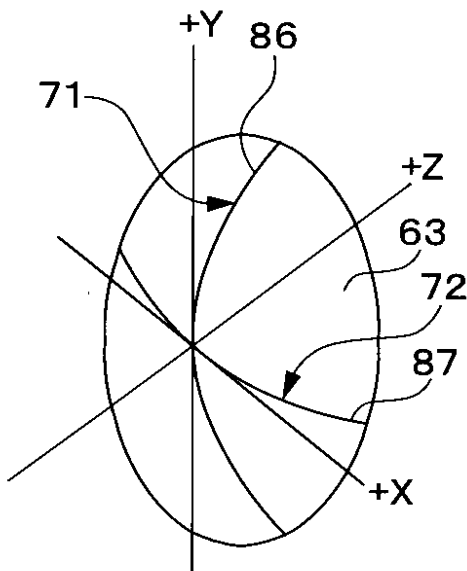
【 図 1 6 】



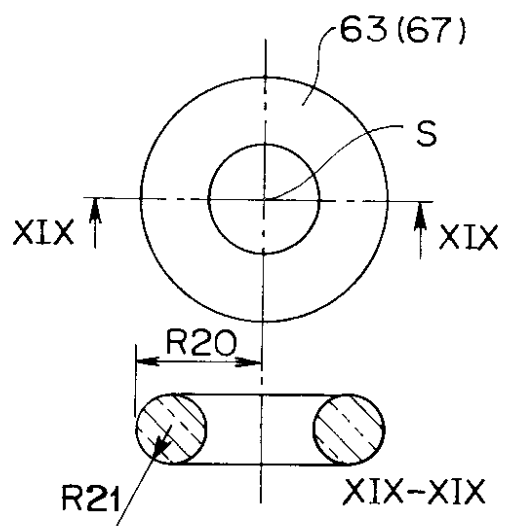
【 図 1 7 】



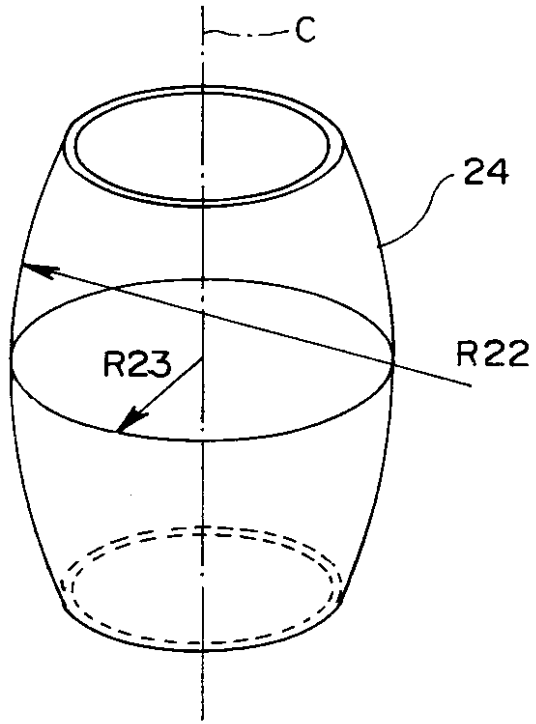
【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



【図 20】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008200355A	公开(公告)日	2008-09-04
申请号	JP2007041290	申请日	2007-02-21
[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	藤村毅直		
发明人	藤村 毅直		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B1/00179 A61B1/0051 A61B1/018 A61B1/042 A61B1/0623 A61B1/12 A61B8/12 A61B8/4416 A61B8/445 A61B8/4483 G01S7/52079 G01S15/894 G10K11/30		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE09 4C601/FE02 4C601/GB30 4C601/GB35 4C601/GB41 4C601/GC02 4C601/GC10		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断系统，该系统能够将超声波聚焦在镜头的焦点位置上，镜头表面在截面上与包括中心的盖子的中心轴线平行。超声波的声轴和垂直于中心轴的截面上的透镜表面，并且根据盖子和声学介质都不依赖于焦点位置的偏离。解决方案：该系统包括设置在压电元件61上的盖和透镜63，同时包括设置在盖24内的超声波振荡器，其中盖24的中心可自由旋转，作为旋转的中心轴，声学介质填充盖。透镜63收集从压电元件61辐射的超声波，同时具有使第一透镜表面71的第一焦距L1在与包含声轴的中心S的旋转中心轴平行的截面上的形状。超声波在与包括声轴的中心S的旋转中心轴正交的截面上比第二透镜表面的第二焦距L2短。Z

