

(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2005-185566

(P2005-185566A)

(43) 公開日 平成17年7月14日(2005.7.14)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 8/12

F I

A61B 8/12

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2003-431382 (P2003-431382)

(22) 出願日 平成15年12月25日(2003.12.25)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

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 大村 正由

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ

リンパス株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB09 BB14 BB24 EE01

EE04 FE03 FE04 GA03 GB04

GB16 GB17 GB26 HH06 HH22

HH29 HH30

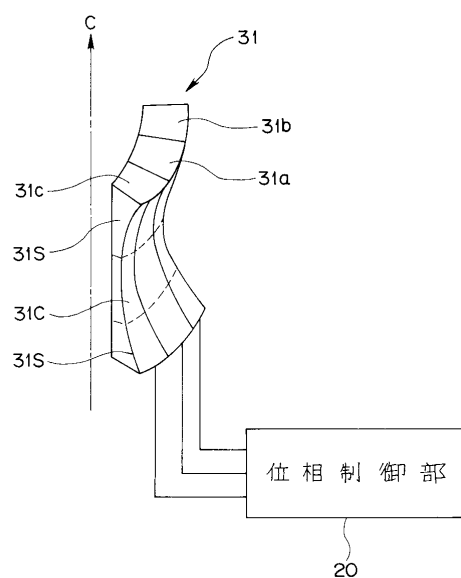
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】先端部の細径化を実現すると共に、近点及び遠点での方位分解能を向上させて高画質な超音波断層像を得る。

【解決手段】挿入部5の先端部に配設した超音波振動子3を構成する圧電体31を回転方向で3分割すると共に、各圧電体エレメント31a~31cの挿入軸方向Cでの厚みを中央部分で薄く、両端方向へ移行するに従い次第に厚く変化した不均一形状に形成する。近距離領域Aの超音波断層像は、回転方向中央の圧電体エレメント31aと挿入軸方向Cの中央部分の高周波数領域31Cとを駆動させて、近点に焦点位置を合わせた超音波ビームを被検体内に送信し、その基本波エコー成分を受信することで得る。遠距離領域Bの超音波断層像は、各圧電体エレメント31a~31cの挿入軸方向C側に設けた低周波数領域31Sを駆動し、被検体中での減衰が小さい低周波数成分により焦点位置を遠点とし、被検体内からのエコー信号を受信することで得る。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受信する超音波振動子を挿入部の先端部近傍に備え、超音波ビームを走査させて超音波診断像を得る超音波診断装置であって、

前記超音波振動子は不均一な厚みの音響整合層を有する複合圧電体或いは不均一な厚みの圧電体を有する少なくとも1つの圧電体エレメントから成り、

前記超音波振動子を機械的に駆動させる振動子駆動手段と、

前記超音波振動子から送信する超音波の位相を制御する位相制御手段と、

前記超音波振動子で受信した超音波エコーに基づき超音波診断像を生成する画像生成手段とを備え、

前記位相制御手段は前記超音波ビームのビームフォームの変更を行うことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記ビームフォームを変更することで前記超音波ビームの焦点位置を変更することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記ビームフォームの変更は、前記圧電体エレメントに入力する信号の周波数成分を変更することで行うことを特徴とする請求項 1 或いは 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記ビームフォームの変更は、前記圧電体エレメントの駆動部位を変更することで行うことを特徴とする請求項 1 或いは 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記ビームフォームの変更は、前記圧電体エレメントに入力する信号の周波数成分を変更すると共に、前記圧電体エレメントの駆動部位を変更することで行うことを特徴とする請求項 1 或いは 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記ビームフォームの変更により、前記超音波ビームは、少なくとも第 1 の領域を走査する第 1 の周波数成分と第 2 の領域を走査する第 2 の周波数成分とを選択的に形成可能であることを特徴とする請求項 2 ~ 5 の何れかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第 1 の領域が近距離領域で、第 2 の領域が遠距離領域で、該近距離領域を走査する前記超音波ビームの第 1 の周波数成分が高周波数成分で、第 2 の周波数成分が低周波数成分であり、

30

前記画像生成手段では、前記超音波振動子で受信した基本周波成分と、その高調波成分との混合エコーにより画像を生成することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記高周波数成分は約 12 ~ 30MHz であり、前記低周波数成分は約 5 ~ 10MHz であることを特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は、超音波観測に使用される超音波振動子を備える超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波振動子から生体組織内に超音波パルスを繰り返し送信し、生体組織から反射される超音波パルスのエコーを同一、或は、別体に設けた超音波振動子で受信し、超音波パルスの送受信する方向を徐々にずらすことによって、生体内の複数の方向から収集した情報を可視像である超音波断層像として表示する超音波診断装置が種々提案されている。

【0003】

50

超音波診断装置は体外式超音波プローブによるものが一般的であるが、内視鏡と組み合わせたものや、細径の超音波プローブを体腔内に挿入する体腔内超音波プローブ等の体内式超音波診断装置も広く用いられている。

【0004】

体腔内式超音波診断装置として、例えば特開2002-345819号公報には、超音波振動子を、音響媒体を満たした先端キャップ内で機械的に回転させ、超音波パルスにて被検体内を走査し、断層像を得るようにした機械式超音波診断装置が開示されている。

【0005】

体腔内式超音波診断装置は、体腔内への挿入性を向上させるために、挿入部の先端部分を可能な限り、細径化する必要がある。

10

【特許文献1】特開2002-345819号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、体腔内への挿入性を向上させるため、挿入部の先端部分を細径化した場合、内蔵する超音波振動子も細径化してしまうため、超音波振動子の回転方向のサイズが小さくなり、遠点での方位分解能が低下し、画質劣化を起因する問題がある。

【0007】

ところで、内視鏡チャンネル内に挿入して使用することの可能な機械走査式超音波ミニチュアプローブでは、一般に、高周波数(12~30MHz)の超音波振動子が用いられるため、超音波の減衰が大きく深度の深い部位の診断に適用することが困難である。この場合、深度の深い部位の診断については、超音波減衰の少ない低周波数を用いて行うことも考えられるが、遠点での方位分解能が低いため、高画質を得ることが困難である。

20

【0008】

本発明は、このような問題点に鑑み、画像劣化を抑制しつつ先端部の細径化を実現し、又、超音波ミニチュアプローブを用いて超音波診断する際の近点及び遠点における方位分解能が向上し、高画質な超音波断層像を得ることのできる機械走査式の超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するため、本発明は、超音波を送受信する超音波振動子を挿入部の先端部近傍に備え、超音波ビームを走査させて超音波診断像を得る超音波診断装置であって、前記超音波振動子は不均一な厚みの音響整合層を有する複合圧電体或いは不均一な厚みの圧電体を有する少なくとも1つの圧電体エレメントから成り、前記超音波振動子を機械的に駆動させる振動子駆動手段と、前記超音波振動子から送信する超音波の位相を制御する位相制御手段と、前記超音波振動子で受信した超音波エコーに基づき超音波診断像を生成する画像生成手段とを備え、前記位相制御手段は前記超音波ビームのビームフォームの変更を行うことを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、画像劣化を抑制しつつ先端部の細径化を実現し、又、超音波ミニチュアプローブを用いて超音波診断する際の近点及び遠点における分解能が向上し、高画質な超音波断層像を得ることができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面に基づき本発明の一形態について説明する。図1~図4に本発明の第1形態を示す。図1に超音波診断装置の全体構成図を示す。

【0012】

同図に示すように超音波診断装置1は体腔内等に挿入され、被検体に対する超音波の送受信を行う機械走査式の超音波プローブ2と、超音波プローブ2が接続され、超音波プロ

50

ープ 2 に内蔵された超音波振動子 3 に対する信号処理等を行うと共に、超音波断層像を表示する画像生成手段としての超音波観測装置 4 とを備えている。

【0013】

超音波プローブ 2 は体腔内等に挿入される細長で可撓性を有する挿入部 5 と、この挿入部 5 の後端に設けられた把持部 6 と、この把持部 6 から延出されたケーブル部 7 と、このケーブル部 7 の端部に設けられたコネクタ 8 とを有し、このコネクタ 8 が超音波観測装置 4 に対し着脱自在に接続される。

【0014】

超音波プローブ 2 の挿入部 5 内には、例えばフレキシブルシャフト 11 が挿通され、このフレキシブルシャフト 11 の先端側に超音波振動子 3 が取り付けられている。又、フレキシブルシャフト 11 の後端が、例えば把持部 6 内に設けたモータ 12 に連設され、このモータ 12 を回転することにより、フレキシブルシャフト 11 と共に超音波振動子 3 が、回転軸 O_f を中心に回転駆動して、被検体が機械的にラジアル走査される。尚、この回転軸 O_f は、シース 35 の軸芯と同軸上にある。

10

【0015】

又、超音波振動子 3 には図示しない同軸ケーブルが接続され、この同軸ケーブルがフレキシブルシャフト 11 の中空部を通して把持部 6 内のスリップリング 13 に接続されている。更に、スリップリング 13 のステータ側接点に接続されたケーブル部 14 がケーブル部 7 に挿通されてコネクタ 8 に接続されている。

【0016】

超音波振動子 3 は、同軸ケーブル、ケーブル部 14、コネクタ 8 を介して超音波観測装置 4 内に設けた、超音波の位相制御を行う位相制御手段としての位相制御部 20 に接続され、更に、位相制御部 20 が、超音波の送受信を行う送受信部 15 に接続される。又、モータ 12、及びこのモータ 12 の回転角を検出するロータリエンコーダ 16 がケーブル部 14 を介して超音波観測装置 4 内の走査手段としてのシステムコントローラ 17 に接続されている。

20

【0017】

システムコントローラ 17 はモータ 12 の回転制御、及び超音波の送受信等の制御を行う。送受信部 15 は位相制御部 20 に送信パルス（駆動信号）を送信する。位相制御部 20 は、送受信部 15 からの送信パルスを位相を制御しながら超音波振動子 3 に印加して超音波を送信させる。又、被検体内からの超音波エコーは超音波振動子 3 により受信して電気信号（エコー信号）に変換した後、位相制御部 20 で位相制御され、送受信部 15 で増幅等された後、図示しない A/D 変換器でデジタル信号に変換され、システムコントローラ 17 の制御下でフレームメモリ 18 に一時的に書込まれる。

30

【0018】

フレームメモリ 18 に書き込まれたエコー信号データはラジアル方向の音線データであり、デジタルスキャンコンバータ（DSC と略記）19 により直交座標系のデータに変換された後、D/A 変換器 21 を介してアナログデータに変換されて、モニタ 22 に出力され、超音波断層像が表示される。

【0019】

尚、超音波観測装置 4 のフロントパネル 23 には、STC（sensitivity time control）の特性を可変設定するスイッチ、超音波送受信スイッチ等が配設されている。ここで、STC とは、超音波振動子 3 から被検体までの深さ（或いは時間）に応じてそのゲインを変えて増幅するためのコントローラである。

40

【0020】

又、図 2 に示すように、超音波プローブ 2 の先端側に配置された超音波振動子 3 が、電気・音響を変換する圧電特性を有する圧電体 31 と、超音波を集音する音響整合層 32 と、超音波を減衰させるバッキング層 33 とで構成されている。更に、バッキング層 33 が、フレキシブルシャフト 11 の先端に固設されているハウジング 34 に接着固定されている。

50

【0021】

音響整合層32はエポキシ樹脂、プラスチック樹脂等の樹脂製であり、圧電体31の前面に設けられている。又、バッキング層33は、例えばフェライトゴム製であり、圧電体31の背面に設けられている。尚、圧電体31としては、圧電セラミックス単体でも良いが、微小圧電素子が樹脂中に埋め込まれた複合圧電体であることが望ましい。

【0022】

又、図示しないが圧電体31の両面には電極が形成されている。この圧電体31の音響整合層32側の電極が、フレキシブルシャフト11に挿通されている同軸ケーブルのグラウンド線に接続されており、又、圧電体31のバッキング層33側の電極が同軸ケーブルの信号線に電氣的に接続されている。

10

【0023】

超音波振動子3は、挿入部5の外皮を形成する可撓性のシース35に収容されて、フレキシブルシャフト11と一体回転自在にされている。尚、シース35は、ポリアミドエラストマ、ポリメチルペンテン、ポリウレタン、ポリ弗化エチレン、ポリエチレン等の可撓性を有する材質で形成されている。又、シース35内には、水、或いは流動パラフィン等の音響媒体36が充填されている。

【0024】

更に、フレキシブルシャフト11の先端部が軸受け37を介して、シース35に回転自在に支持されている。フレキシブルシャフト11を軸受け37を介してシース35に支持させることで、超音波振動子3の回転が安定し、良好なラジアル走査を行うことができる。

20

【0025】

又、シース35の先端部における超音波振動子3に対向する部分に、超音波を透過させる音響窓38が形成されている。

【0026】

図3に圧電体31の斜視図を示す。超音波振動子3を構成する圧電体31は、回転方向が点Osを中心とする円弧状に形成されていると共に挿入軸方向Cに対しては、厚みが中央部分で薄く両端方向へ移行するに従い次第に厚く変化する不均一な形状を有する、いわゆる鞍型に形成されている。更に、圧電体31は、回転方向に沿って3分割されており、中央の圧電体エレメント31aと、その両側に配設された圧電体エレメント31b, 31cとで構成されている。尚、圧電体31が複合圧電体の場合は、信号側の電極のみを軸周方向で3分割すれば良い。

30

【0027】

又、図4に示すように、圧電体31の曲率中心点Osは、圧電体31の回転中心Ofと一致しておらず、本形態では、圧電体31の曲率中心Osが、圧電体31の回転中心に対してシース35の内壁に近接する方向へ変位されている。従って、圧電体31の回転方向の中央部とシース35との距離が近く、両端部とシース35との距離が離れた位置関係となり、シース35に対するレンズ効果が相違している。

【0028】

又、音響整合層32は、超音波を効率よく送信あるいは受信するために圧電体31の厚み変化に合わせて中央部で薄く、両端部へ移行するに従い次第に厚くなる形状に形成されている。

40

【0029】

圧電体31の振動によって励起される超音波の周波数スペクトラムは、圧電体31の厚みによって変化し、厚みが薄くなるほど高周波数側にシフトする。従って、厚みが漸次的に変化する圧電体31は、中央部の薄い部分は高周波数で振動し、端部側へ移行するほど低周波数で振動するようになる。以下においては、各圧電体エレメント31a~31cの中央部分を高周波数領域31C、両端部を低周波数領域31Sと称する。

【0030】

又、高周波数で振動する高周波数領域31Cに対応する音響窓38の実効的な開口は小

50

さく、低周波数領域 3 1 S に対応する音響窓 3 8 の実効的な開口は大きくなる。

【 0 0 3 1 】

従って、超音波振動子 3 では、高周波数領域 3 1 C で励起される第 1 の周波数成分としての高周波数成分を取出すことで、近距離に焦点位置を合わせた超音波ビームが形成される。又、逆に、低周波数領域 3 1 S で励起される第 2 の周波数成分としての低周波数成分を取出すことで遠距離に焦点位置を合わせた超音波ビームが形成される。その結果、取り出す周波数成分を選択することで、近距離から遠距離に渡って焦点位置の可変する超音波ビームが形成され、近距離から遠距離に掛けての方位分解能が向上し高画質化が実現できる。

【 0 0 3 2 】

次に、このような構成による本形態の作用について説明する。

超音波プローブ 2 を超音波観測装置 4 に接続して、フロントパネル 2 3 に配設されている超音波送受信スイッチ（図示せず）を ON すると、超音波プローブ 2 に内蔵されているモータ 1 2 が駆動し、フレキシブルシャフト 1 1 を介して超音波振動子 3 が回転駆動する。

【 0 0 3 3 】

圧電体 3 1 の回転中心 O_f は圧電体 3 1 の実行面中心軸、すなわち超音波の音軸となっており、圧電体 3 1 の曲率中心 O_s は、圧電体 3 1 の回転中心 O_f に対して変位した位置に設定されている。従って、圧電体 3 1 を回転させて、被検体を走査する場合、圧電体 3 1 の回転方向の中央部と両端側とでは、シース 3 5 との間の距離が相違しており、本形態では、中央部とシース 3 5 との距離が近く、両端部とシース 3 5 との距離が離れた状態で走査される。

【 0 0 3 4 】

更に、圧電体 3 1 は、回転方向においても振動子サイズが可変できるため、近距離領域は振動子 3 1 a を駆動し、遠距離領域において振動子 3 1 a、3 1 b、3 1 c を組み合わせることで位相制御しながら駆動することで、焦点位置を可変させることができる。従って、超音波プローブ 2 の先端部の細径化に伴い超音波振動子 3 の回転方向のサイズを小型化した場合であっても、遠点での方位分解能が向上し、高画質化を実現することができる。

【 0 0 3 5 】

超音波振動子 3（モータ 1 2）の回転はロータリエンコーダ 1 6 にて検出され、その回転に同期して、送受信部 1 5 からの駆動信号が、位相制御部 2 0 によって位相制御された状態で超音波探触子 3 の圧電体 3 1 を構成する各圧電体エレメント 3 1 a ~ 3 1 c に順次印加される。

【 0 0 3 6 】

すると、各圧電体エレメント 3 1 a ~ 3 1 c が励振され、それによって生成された超音波パルスが音響整合層 3 2 を介して送信され、音響媒体 3 6 を伝播し、シース 3 5 に設けた音響窓 3 8 を透過して、音響窓 3 8 に接触する被検体側に出射され、被検体側における音響インピーダンスが変化する部分で反射される。

【 0 0 3 7 】

そして、被検体内からの超音波エコーは、往路とは逆の復路をたどり、圧電体 3 1 で受信されて電気信号、つまりエコー信号となり、位相制御部 2 0 を介して送受信部 1 5 で検波及び増幅され、更に A / D 変換されて、フレームメモリ 1 8 に各音線データ（超音波データ）が順次格納される。

【 0 0 3 8 】

音線データは D S C 1 9 で直交座標系の音線データに変換され、D / A 変換器 2 1 でアナログの映像信号に変換され、図示しない同期信号と共に、モニタ 2 2 に出力されて、モニタ 2 2 の表示面に超音波断層像が表示される。

【 0 0 3 9 】

ところで、位相制御部 2 0 では、第 1 の領域である近距離領域 A の超音波断層像を得ようとする場合は、圧電体 3 1 の回転方向中央の圧電体エレメント 3 1 a の高周波数領域 3

10

20

30

40

50

1 Cを駆動させる周波数の信号を圧電体エレメント31aにのみ入力する。

【0040】

すると、図4に示すように、焦点位置が近点となり、被検体内の近距離領域Aが走査される。そして、被検体内からの超音波エコーを圧電体31で受信し、フィルタ処理して、基本波である高周波数成分を取出す。その結果、近距離領域Aでの音場の乱れに起因する画像の劣化もなく、近距離領域Aの方位分解能が向上し高画質化が可能となる。

【0041】

一方、第2の領域である遠距離領域Bの超音波断層像を得ようとする場合は、超音波振動子3の挿入軸方向Cの周辺部に設けた低周波数領域31Sを駆動させる周波数の信号を、各圧電体エレメント31a~31cに所定位相で入力する。すると、焦点位置が遠点となり、被検体内の遠距離領域Bが走査される(図4参照)。その結果、被検体中での減衰が小さい低周波数成分により、被検体内からのエコー信号を十分な大きさと受信することが可能となり、深いところまでの超音波断層像を得ることができる。

【0042】

その際、受信されるエコー信号は、基本波の低周波数成分と、低周波数成分が被検体を伝播する際に発生した高調波成分との混合エコーとなり、これを送受信部15に設けた受信フィルタを通して画像生成することで、遠距離領域Bの方位分解能が向上し、高画質化が実現される。

【0043】

更に、回転方向において各圧電体エレメント31a~31cを位相制御しているため、走査線密度が高く、より高い画質を得ることができる。

【0044】

又、以上説明した実施例と同様な効果をもつ他の例として、挿入方向で圧電体を複数エレメントに分割し、回転方向で不均一な厚みの圧電体を用いても良い。

【0045】

又、図5、図6に本発明の第2形態を示す。

第1形態では、圧電体31を3分割した圧電体エレメント31a~31cで構成したが、本形態では、圧電体41を1エレメントとし、その厚みを挿入軸方向C及び、回転中心Ofを軸芯とする回転方向において、中央部分で薄く、両端方向へ移行するに従い次第に厚く変化する不均一な形状としている。又、圧電体41の前面に設けた音響整合層32は、超音波を効率よく送信あるいは受信するために圧電体41の厚み変化に合わせて中央部で薄く、両端部で厚くなるように形成されている。

【0046】

圧電体41の振動によって励起される超音波の周波数スペクトラムは、圧電体41の厚みによって変化し、厚みが薄くなるほど高周波数側にシフトする。従って、厚みが漸次的に変化する圧電体41は、中央部の薄い部分は高周波数で振動し、端部側へ移行するほど低周波数で振動するようになる。以下においては、各圧電体41の中央部分を高周波数領域41C、両端部を低周波数領域41Sと称する。

【0047】

本形態では、近距離領域Aの超音波断層像を得ようとする場合は、圧電体41の高周波数領域41Cを、その共振周波数f0で駆動し、発生した高周波信号を被検体内に送信し、その基本波エコー成分を受信することで高画質化が可能となる。

【0048】

又、遠距離領域Bの超音波断層像を得ようとする場合は、圧電体41の低周波数領域41Sを、その共振周波数f1で駆動し、発生した低周波を被検体内に送信し、その基本波エコーの低周波数成分とその高調波成分との混合エコーを、送受信部15に設けた受信フィルタを通して画像生成することで、遠距離領域Bの方位分解能が向上し、高画質化を実現することができる。

【0049】

尚、圧電体41の高周波数領域41Cと低周波数領域41Sとは同時に駆動する必要は

10

20

30

40

50

なく、所定位相で別々に駆動させるようにしても良い。

【0050】

又、図7に本発明の第3形態を示す。

本形態では、圧電体41の低周波数領域41Sを送信用振動子として駆動させ、中央の高周波数領域41Cを受信用振動子とするように、圧電体41の厚みを設定し、更に、高周波数領域41Cに対応するパッキング層33の中央部33aの音響インピーダンスを、挿入軸方向Cの両端側の周辺部43bの音響インピーダンスよりも小さく設定したものである。

【0051】

本形態では、低周波数の基本波エコー、及びその高調波成分を高周波数領域41Cで受信するようにしたので、高調波成分の受信感度が上昇し、より高い画質を得ることができる。

10

【0052】

尚、上述した各形態では、位相制御部20による位相制御の時間(周期)を適宜可変させることで、走査密度を高めることが可能である。

【0053】

又、不均一な厚みの音響整合層32を有し、或いは不均一な厚みの圧電体エレメント31a~31cから成る超音波振動子3の駆動部位を変更することで、超音波ビームの信号を可変させるようにしたので、機械式超音波診断装置を用い、少ない配線数で、あたかも電子走査式超音波診断装置で診断したかのような超音波断層像を得ることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0054】

【図1】第1形態による超音波診断装置の全体構成図

【図2】同、超音波プローブの先端部分の拡大図

【図3】同、圧電体と位相制御部の説明図

【図4】同、図3のIV-IV断面に相当しており、近距離領域を走査する高周波数と遠距離領域を走査する低周波数とを説明する概念図

【図5】第2形態による超音波プローブの先端部分の拡大図

【図6】同、図5のVI-VI断面図に相当しており、近距離領域を走査する高周波数と遠距離領域を走査する低周波数とを説明する概念図

30

【図7】第3形態による超音波プローブの先端部分の拡大図

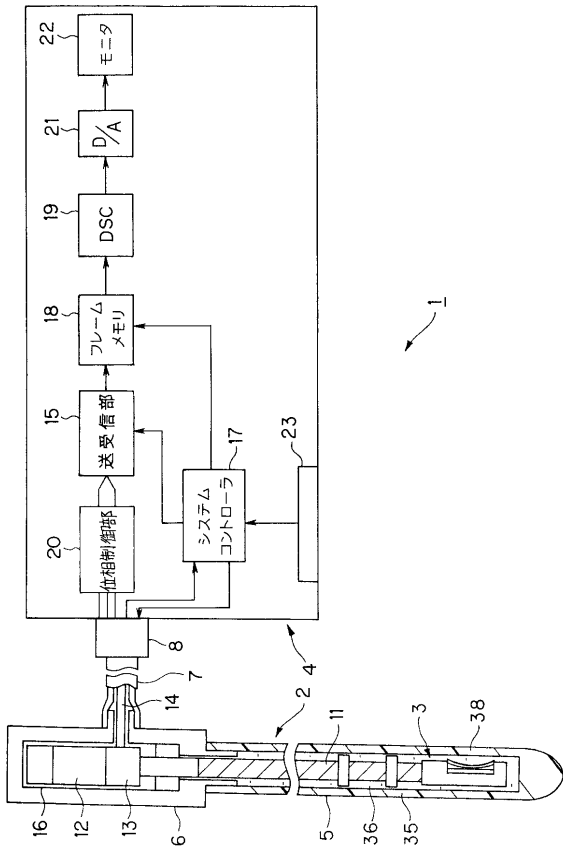
【符号の説明】

【0055】

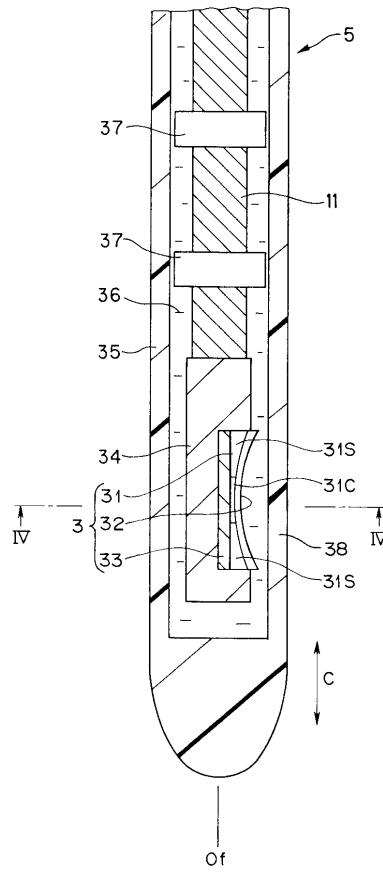
- 1 超音波診断装置
- 3 超音波振動子
- 4 超音波観測装置(画像生成手段)
- 5 挿入部
- 17 システムコントローラ(走査手段)
- 32 音響整合層
- 31, 41 圧電体
- 31a~31c 圧電体エレメント
- 36 音響媒体
- 38 音響窓
- A 近距離領域
- B 遠距離領域
- C 挿入軸方向

40

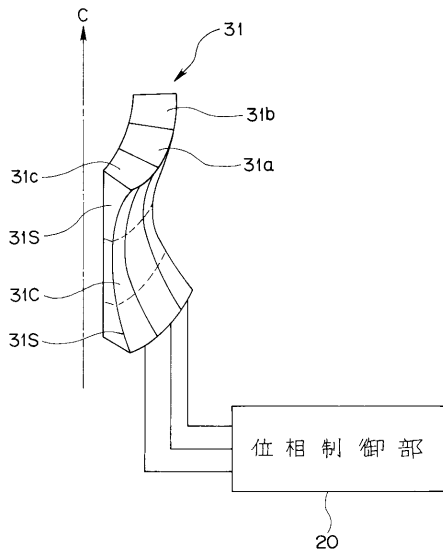
【図1】



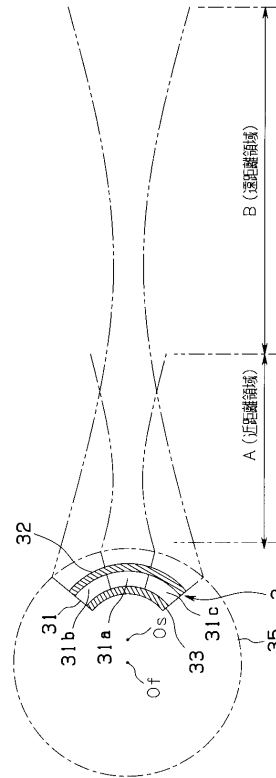
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

【要約の続き】

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005185566A	公开(公告)日	2005-07-14
申请号	JP2003431382	申请日	2003-12-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	大村正由		
发明人	大村 正由		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB09 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/GA03 4C601/GB04 4C601/GB16 4C601/GB17 4C601/GB26 4C601/HH06 4C601/HH22 4C601/HH29 4C601/HH30		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过实现尖端直径的减小和提高近点和远点处的方位角分辨率，可以获得具有高图像质量的超声波断层图像。构成设置在插入部分5的末端的超声波换能器3的压电体31在旋转方向上被分成三个，并且确定每个压电体元件31a至31c在插入轴向C上的厚度。它在中央部分是薄的，并且形成不均匀的形状，当其移动到两端时逐渐变厚。短距离区域A的超声波断层图像驱动旋转方向中央的压电元件31a和插入轴方向C的中央部分的高频区域31C，焦点位置与近点对齐的超声波束是它是通过发射到受试者并接收其基本回声成分而获得的。远距离区域B的超声波断层图像驱动设置在每个压电元件31a至31c的插入轴方向C侧上的低频区域31S，并且焦点位置由对象中具有小衰减的低频分量确定。通过从受试者体内接收回波信号来获得远点。 [选中图]图3

