

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5273349号
(P5273349)

(45) 発行日 平成25年8月28日(2013.8.28)

(24) 登録日 平成25年5月24日(2013.5.24)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12
H 0 4 R 17/00 (2006.01) H 0 4 R 17/00 3 3 2 B
B 0 6 B 1/06 (2006.01) H 0 4 R 17/00 3 3 0 H
 B 0 6 B 1/06 Z

請求項の数 2 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2008-96741 (P2008-96741)
 (22) 出願日 平成20年4月3日(2008.4.3)
 (65) 公開番号 特開2009-247466 (P2009-247466A)
 (43) 公開日 平成21年10月29日(2009.10.29)
 審査請求日 平成22年11月1日(2010.11.1)

(73) 特許権者 000253019
 澁谷工業株式会社
 石川県金沢市大豆田本町甲58番地
 (74) 代理人 100082108
 弁理士 神崎 真一郎
 (74) 代理人 100156199
 弁理士 神崎 真
 (72) 発明者 小関 良治
 石川県金沢市大豆田本町甲58番地 澁谷
 工業株式会社内
 審査官 五関 統一郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波検査装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

先端側となる前方部が概略半球状に形成されたセンサ部と、このセンサ部の表面側に設けられる複数の超音波振動子と、上記超音波振動子に電圧を印加する駆動電極とを備えて、上記各超音波振動子を駆動して超音波を発振させるとともに検査対象からの反射波を受信するようにした超音波検査装置であって、

上記駆動電極は、上記センサ部の前方部に軸方向に配置された複数の軸方向電極と、上記前方部の軸心を圍繞する同心円状に配置された複数の環状電極とを備え、

また、上記各軸方向電極と各環状電極との各交点の位置に、それら2種類の電極と電氣的に接続させて超音波振動子をそれぞれ設けて、

各超音波振動子に接続された特定の軸方向電極と環状電極を選択して、それらに接続された超音波振動子に電圧を印加して超音波を発振させるようにし、

さらに、上記軸方向電極は、長さが異なる2種類の電極からなり、それら2種類の長さの軸方向電極は円周方向において交互に配置されるとともに、

前方部の先端側においては、長さが長い軸方向電極が長さの短い電極よりも先端側に位置するように配置されていることを特徴とする超音波検査装置。

【請求項2】

上記センサ部は、上記前方部の後方側に円柱状となる後方部を備えており、

上記軸方向電極は、上記前方部から後方部にわたって設けられており、また、同一外径の環状電極が後方部に設けられており、

後方部における軸方向電極と環状電極との各交点の位置にもそれぞれ超音波振動子が設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波検査装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波検査装置に関し、より詳しくは例えば患者の血管の内部を検査するための超音波検査装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、血管内に検査手段としてのプローブを挿入した状態において該プローブから超音波を発振した後に血管壁等からの反射波を受信することにより、患者の血管内の血栓などを検査するようにした超音波検査装置が提案されている（例えば特許文献 1、特許文献 2）。

10

上記特許文献 1 の検査装置においては、検査手段の前方、斜め前方、側方に超音波振動子が多数配置されている。そして、各超音波振動子のそれぞれの両面には電極が設けられるとともに各電極にはそれぞれ配線が接続されている。この特許文献 1 の検査装置においては、検査手段の前方から側方にかけて位置する血管内の 3 次元画像を得られるようになっている。

他方、上記特許文献 2 の検査装置においては、検査手段の先端側となる半球面に多数の超音波振動子を配置してあり、それによって、各振動子に対して同位相の送信信号を印加

20

【特許文献 1】特開 2001 - 238885 号公報

【特許文献 2】特許第 3862793 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ところで、上記特許文献 1 の検査装置において分解能を向上させるためには超音波振動子の個数を増やせばよいが、その場合には各振動子それぞれの電極に配線しなければならず、超音波振動子とその制御部との間の配線の数が多くなり、検査装置を小型化できないという欠点がある。

30

他方、上記特許文献 2 の検査装置においては、多数の超音波振動子に対して共通の 1 つの電極を用いているため、各超音波振動子から超音波が同時に発振されるので、受信波が干渉して正確な血管の画像を得ることができないという欠点があった。

そこで、本発明の目的は、小型であって、しかも解像度の高い検査画像を得ることが可能な超音波検査装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0004】

上述した事情に鑑み、請求項 1 に記載した本発明は、先端側となる前方部が概略半球状に形成されたセンサ部と、このセンサ部の表面側に設けられる複数の超音波振動子と、上記超音波振動子に電圧を印加する駆動電極とを備えて、上記各超音波振動子を駆動して超音波を発振させるとともに検査対象からの反射波を受信するようにした超音波検査装置であって、

40

上記駆動電極は、上記センサ部の前方部に軸方向に配置された複数の軸方向電極と、上記前方部の軸心を圍繞する同心円状に配置された複数の環状電極とを備え、また、上記各軸方向電極と各環状電極との各交点の位置に、それら 2 種類の電極と電氣的に接続させて超音波振動子をそれぞれ設けて、各超音波振動子に接続された特定の軸方向電極と環状電極を選択して、それらに接続された超音波振動子に電圧を印加して超音波を発振させるようにし、さらに、上記軸方向電極は、長さが異なる 2 種類の電極からなり、それら 2 種類の長さの軸方向電極は円周方向において交互に配置されるとともに、前方部の先端側においては、長さが長い軸方向電極が長さの短い電極よりも先端側に位置するように配置され

50

ていることを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0005】

このような構成によれば、従来と比較して超音波振動子とその制御部との間の配線の数を大幅に減少させることができ、検査装置を小型に形成することができる。したがって、小型でありながら、解像度の高い検査画像を得ることが可能な超音波検査装置を提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0006】

以下、本発明の実施例を図面に基づいて説明すると、図1および図2において、1は超音波を用いて血管の内部を検査する超音波検査装置である。この超音波検査装置1は、可撓性を有する中空のチューブ2と、このチューブ2の先端に設けられて患者の血管内に挿入される検査手段3と、この検査手段3の信号処理部4との間で電気信号の送受信を行うとともに、受信した電気信号から血管内の状態を表示する図示しない監視手段とを備えている。

検査手段3は概略円柱状に形成されており、この検査手段3のセンサ部5の表面側に多数の超音波振動子6が配置されており、これらの超音波振動子6は、信号処理部4からの指令信号により駆動電極7を介して電圧を印加されて超音波を発振するようになっている。また検査手段3の軸部にはガイドワイヤ8が貫通可能な貫通孔3Aが穿設されている。

【0007】

この超音波検査装置1を用いて医師が患者の冠状動脈血管内を検査する場合には次のようにして行う。まずガイドワイヤ8の先端8Aを患者の大腿部の血管から挿入して血栓の形成されていると思われる患部まで到達させておき、その後、体外に位置するガイドワイヤ8の他端側から上記検査手段3とチューブ2を貫通させてから該ガイドワイヤ8に沿って血管内の患部近傍の位置まで検査手段3とチューブ2を挿入し、その後ガイドワイヤ8を検査手段3から突出しない位置まで後退させる。

そして、このように検査手段3を血管内の患部の箇所へ挿入した状態において、信号処理部4での制御指令信号に従って所定の順序で特定の駆動電極7を介して超音波振動子6に電圧が印加されて各超音波振動子6から超音波が発振されると、血管の内壁や血栓からの反射波（受信波）が各超音波振動子6によって受信される。そして、各超音波振動子6が受信した反射波は上記信号処理部4によって所要の電気信号に変換されてから上記監視手段に送信されるようになっている。監視手段では信号処理部4から受信した電気信号に基づいて血管内部の3次元検査画像を作成し、これをモニタ等に表示するようになっている。それにより、医師は検査手段3の前方から側面に位置する血管内の状態を診断できるようになっている。

【0008】

上記検査手段3は、挿入側先端に位置するセンサ部5と、このセンサ部5と上記チューブ2との間に設けられた上記信号処理部4と、センサ部5と信号処理部4とにわたる上記貫通孔3Aに嵌着されたインナーチューブ11とを備えている。上記インナーチューブ11と上記チューブ2の内径は実質同一となっており、これらの内部を上記ガイドワイヤ8が円滑に貫通できるようになっている。

インナーチューブ11の外側には前方側が概略半球状に形成され、後方側が円柱状に形成されたバッキング材14が設けられ、そのバッキング材14の外側には内層側電極15、超音波振動子6、外層側電極16、絶縁層17、音響整合層18の順に積層され、バッキング材14と絶縁層17の間の超音波振動子6がない部分はレジスト材19が埋め込まれている。なお、駆動電極7は内層側電極15と外層側電極16とから構成されている。

上記センサ部5は、概略半球状に形成されて前方側に位置する前方部12と、円柱状に形成されて後方側に位置する後方部13とからなり、それらの全域にわたって多数の超音波振動子6が配列されるとともに、駆動電極7が超音波振動子6と信号処理部4を電氣的に接続するように配列されている。

10

20

30

40

50

信号処理部 4 はセンサ部 5 の後方部 1 3 の隣接後方側に配置されており、該信号処理部 4 とセンサ部 5 は一体となっており、それらの軸部にわたって上記貫通孔 3 A が穿設されている。

【 0 0 0 9 】

しかして、本実施例は図 3 から図 6 に示すように、駆動電極 7 を上記内層側電極 1 5 として超音波振動子 6 の内側に位置する軸方向電極 Y 1 ~ Y 3 6 と外層側電極 1 6 として超音波振動子の外側に位置する環状電極 X 1 ~ X 9 とによってマトリクス状に構成し、それらの各交点となる箇所にそれぞれ超音波振動子 6 を配置したものである。

すなわち、半球状となった前方部 1 2 における表面の形状に沿って、その先端（貫通孔 3 A の端部）から軸方向に伸びる複数の軸方向電極 Y 1 ~ Y 3 6 を設けている。これらの軸方向電極は円周方向における角度の 1 0 ° 毎に配置されており、したがって、前方部 1 2 から後方部 1 3 にわたって、その表面の円周方向において合計 3 6 本の軸方向電極 Y 1 ~ Y 3 6 が配置されている。各軸方向電極 Y 1 ~ Y 3 6 の幅と肉厚は同一に設定してあるが、図 6 に示すように、長さが異なる 2 種類の軸方向電極を円周方向において順次交互に配置している。

【 0 0 1 0 】

長さが長い軸方向電極（例えば Y 1、Y 3）の先端部は、前方部 1 2 の先端部（貫通孔 3 A の周縁）に位置させてあるが、長さが短い軸方向電極（例えば Y 2、Y 4）の先端部は、前方部 1 2 における先端部（貫通孔 3 A の周縁部）よりも少し軸方向後方側に位置させてある。

これにより、軸方向電極 Y 1 ~ Y 3 6 は前方部 1 2 の表面においては放射方向に配置された状態となっている。このように、前方部 1 2 および後方部 1 3 の表面には複数の軸方向電極 Y 1 ~ Y 3 6 が円周方向において等ピッチで配置されている。

【 0 0 1 1 】

さらに、前方部 1 2 および後方部 1 3 の表面には、それらの軸心を圍繞する同心円状にほぼ等ピッチで合計 9 本の環状電極 X 1 ~ X 9 を配置している。前方部 1 2 は半球状となっているので、その表面形状に沿って配置される環状電極 X 1 ~ X 5 は後方側になるに従って径が大きくなっており、他方、後方部 1 3 の外周面の環状電極 X 6 ~ X 9 は同じ径となっている。これら環状電極 X 1 ~ X 9 の厚さと幅は全て同じ寸法となっている。なお、前方部 1 2 における先端部（貫通孔 3 A の周縁部）は、軸心側が外方側よりも軸方向後方へ後退するテーパ面となっており、このテーパ面に環状電極 X 1 が設けられている（図 3、図 4 参照）。

そして、内層側に位置する各軸方向電極 Y 1 ~ Y 3 6 と外層側に位置する環状電極 X 1 ~ X 9 との各交点の位置に、それら内外の両電極に電氣的に接続させてピエゾ素子からなる超音波振動子 6 がそれぞれ設けられている（図 4 参照）。

【 0 0 1 2 】

これにより、センサ部 5 の全域にほぼ同じ密度で超音波振動子 6 が配置されることになる。なお、隣合う各超音波振動子 6 の間には上記レジスト材 1 9 を隙間なく詰め込んでいいる。そして、そのレジスト材 1 9 および環状電極 X 1 ~ X 9 の外方側の表面を絶縁層 1 7 および音響整合層 1 8 によって順次覆っており、これにより、前方部 1 2 および後方部 1 3 の表面全域に凹凸が生じないようにしている（図 4）。

本実施例においては、隣合う各超音波振動子 6 が隔てた距離は約 0 . 1 mm に設定されている。また、前方部 1 2 の表面に配置された超音波振動子 6 の数は合計 1 4 4 個であり、これら 1 4 4 個の振動子が前方部 1 2 における半球状の表面に占める面積の割合（占有率）は 6 2 % 程度になっている。また、後方部 1 3 の表面に配置された超音波振動子 6 の数も 1 4 4 個となっている。

また、図 1 および図 3 に示すように、前方部 1 2 に配置される各超音波振動子 6 は放射方向の一直線上に並んで配置されているが、後方部 1 3 に設けられる各超音波振動子 6 は円周方向の幅を前方部 1 2 に配置した超音波振動子の約 1 / 4 に形成されており、軸方向の後方側に位置するものが順次円周方向に少し位置をずらして配置されている。

【 0 0 1 3 】

各軸方向電極 Y 1 ~ Y 3 6 は、信号処理部 4 が内蔵する第 1 選択スイッチ 4 A に図示しない配線でそれぞれ電氣的に接続されており、この第 1 選択スイッチ 4 A は、信号処理部 4 が備える制御部 4 C からの指令に基づいて駆動されるようになっている。

また、図 5 に示すように、環状電極 X 1 は、それから連続して放射方向に伸びる配線 Z 1 を介して信号処理部 4 が内蔵する第 2 選択スイッチ 4 B に電氣的に接続されており、この第 2 選択スイッチ 4 B も制御部 4 C からの指令に基づいて駆動されるようになっている。そして、上記配線 Z 1 は環状電極 X 1 ~ X 9 よりも外方に配置されており、環状電極 X 1 以外の環状電極 X 2 ~ X 9 と配線 Z 1 との間には絶縁層が介在させてある。同様に、他の前方部 1 2 の環状電極 X 2 ~ X 5 や後方部 1 3 の環状電極 X 6 ~ X 9 にも第 2 選択スイッチ 4 B に接続する配線 Z 2 ~ Z 9 (Z 6 ~ Z 9 は図示しない) がそれぞれ設けられている。また、この図 5 に示すように、各軸方向電極 X 1 ~ X 9 は全体として円形に形成されているが、円周方向の一箇所を切欠いて円周方向では完全に連続していない。このように、環状電極 X 1 ~ X 9 を円周方向において完全に連続させない理由は、それらに電圧を印加した際に各環状電極 X 1 ~ X 9 から電磁波が放出されるのを抑制するためである。

このように駆動電極 7 と信号処理部 4 との間の配線は、前方部 1 2 の超音波振動子 6 の数 1 4 4 個に対し、5 本と 3 6 本をあわせた 4 1 本あれば良く、後方部 1 3 の超音波振動子 6 の数 1 4 4 個分をあわせても 9 本と 3 6 本の合計 4 5 本でよいことになる。

【 0 0 1 4 】

本実施例の信号処理部 4 は、上記各超音波振動子 6 を駆動させるための駆動部としての機能も備えており、次のようにして各超音波振動子 6 を駆動させるようになっている。

すなわち、図示しない制御装置から信号処理部 4 の制御部 4 C に対して各超音波振動子 6 を駆動させる旨の指令が伝達されると、制御部 4 C は、各超音波振動子 6 毎にそれに接続されている軸方向電極 Y 1 ~ Y 3 6 と環状電極 X 1 ~ X 9 を特定する。次に制御部 4 C は、特定した超音波振動子 6 に接続されている内外位置の電極を選択して、それらに電圧が印加されるように、第 1 選択スイッチ 4 A と第 2 選択スイッチ 4 B を駆動させる。そして、制御部 4 C は特定される超音波振動子 6 が走査するように第 1 選択スイッチ 4 A と第 2 選択スイッチ 4 B を駆動させるようになっている。

【 0 0 1 5 】

例えば、図 6 に示したセンサ部 5 の最先端に位置する E G 1 の超音波振動子 6 を駆動させる場合には、制御部 4 C は、軸方向電極 Y 1 及び環状電極 X 1 を選択するように第 1 選択スイッチ 4 A 及び第 2 選択スイッチ 4 B に作動指令を出す。これにより、E G 1 の超音波振動子 6 に両電極 Y 1 , X 1 から電圧が印加されて駆動されるので、該 E G 1 の超音波振動子 6 から外方に向けて超音波が発振される。そして、このように発振された超音波は検査対象の患部あるいは血管壁などによって反射され、反射波は E G 1 の超音波振動子 6 によって受信されてから信号処理部 4 の受信部 4 D に伝達され、さらにそこから前述した監視手段に伝達されるようになっている。次に環状電極 X 1 を選択したまま、軸方向電極を Y 1 から Y 3 を選択するように切り換えて、超音波振動子 E G 2 から超音波を発振し反射波を受信する。次に環状電極 X 1 を選択したまま、軸方向電極を Y 3 から Y 5 を選択するように切り換えて、両電極 X 1、Y 5 の交点の超音波振動子 6 から超音波を発振し反射波を受信する。このようにして、先ず環状電極 X 1 に接続された円周方向の各超音波振動子 6 から超音波を発振して反射波を受信する。この後、上記環状電極 X 1 の場合と同様にして、環状電極 X 2 に接続された円周方向の各超音波振動子 6 から超音波を発振して反射波を受信する。以下同様にして、環状電極 X 3 ~ X 9 の順番に、それらに接続された各超音波振動子 6 から超音波を発振して反射波を受信するようになっている。なお、環状電極 X 3 以降を選択した場合には軸方向電極は Y 1、Y 2、Y 3 Y 3 6 を順に選択するようになっている。

このようにして、環状電極 X 1 ~ X 9 に接続された超音波振動子 6 から超音波の発振とその後の反射波の受信をするようになっており、さらに、同様の処理を順次繰り返すようになっている。

10

20

30

40

50

そして、上述したように環状電極 X 1 ~ X 9 から超音波を発振した後にそれらにより受信された反射波は、受信部 4 D を介して図示しない監視手段に伝達されるようになっている。

【 0 0 1 6 】

以上のように構成された超音波検査装置 1 の検査手段 3 によれば、前方部 1 2 に配置された 1 4 4 個の超音波振動子 6 と後方部 1 3 に配置された 1 4 4 個の超音波振動子 6 によって、検査手段 3 の前方から側方にわたる血管内の 3 次元検査画像を得ることができる。

そして、本実施例においては、特定の超音波振動子 6 を駆動させるに際しては、該特定の超音波振動子 6 に接続された内外位置の 2 種類の電極を選択して特定することで、特定の超音波振動子 6 に電圧を印加して超音波を発振させることができる。このように、駆動電極 7 を軸方向電極 Y 1 ~ Y 3 6 と環状電極 X 1 ~ X 9 によって構成し、それら 2 種類の電極のそれぞれ 1 つを選択することで、特定の位置の超音波振動子 6 に電圧を印加できるようになっている。

したがって、各超音波振動子毎に 2 本の配線をそれぞれ接続する場合と比較して、電極への配線の本数を大幅に減少させることができ、ひいては検査手段 3 を小型化することができる。

さらに、各超音波振動子 6 毎に電圧を印加して超音波 3 次元画像を得るようにしているので、本実施例によれば、血管及び患部の解像度の高い鮮明な画像を得ることができる。

【 0 0 1 7 】

さらに、本実施例においては、先端の環状電極 X 1 に接触する各超音波振動子 6 は、検査手段 3 の軸心に向けて配置されているので、環状電極 X 1 に接触する各超音波振動子 6 からは、検査手段 3 の軸心に超音波が照射される。これにより、検査手段 3 の前方側の状態についても良好な検査画像を得ることができる。

【 0 0 1 8 】

なお、上記実施例においては、環状電極 X 3 の位置で環状電極 X 2 の位置と比較して超音波振動子 6 の数を半分に減らしているが、両電極の位置において同じ個数の超音波振動子 6 を配置しても良い。その場合には、例えば軸方向電極の数を減らして電極同士の間隔を拡げるか、あるいは先端部側の軸方向電極 Y 1 ~ Y 3 6 の幅を狭くすればよい。

また、上記多数の超音波振動子 6 における複数個を同時に選択し、それらから同時に超音波を発振させるようにしても良い。例えば、2 個の超音波振動子 6 を同時に選択する場合には駆動電極として環状電極 X 1 と軸方向電極 Y 1、Y 1 9 を選択し、その 2 箇所の超音波振動子 6 を始まりとして、X 1 と Y 3、Y 2 1、次に X 1 と Y 5、Y 2 3 というように走査すればよい。

さらに、上記実施例においては、軸方向電極 Y 1 ~ Y 3 6 を長さが異なる 2 種類の電極から構成しているが、軸方向電極 Y 1 ~ Y 3 6 を長さが異なる 3 種類の電極から構成し、それら 3 種類の電極を円周方向において順次長さが短くなるような配列で設けても良い。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 9 】

【 図 1 】 本発明の一実施例を示す超音波検査装置 1 の要部の斜視図。

【 図 2 】 図 1 の要部の軸方向断面図。

【 図 3 】 センサ部 5 の前方部 1 2 を軸方向前方から見た超音波振動子 6 の配置状態を示す展開図。

【 図 4 】 センサ部 5 の前方部 1 2 の拡大断面図。

【 図 5 】 図 3 における駆動電極 7 の配置状態を示す図。

【 図 6 】 図 1 に示した超音波検査装置 1 の駆動電極 7 を構成する 2 種類の電極の配置状態を示す展開図。

【 符号の説明 】

【 0 0 2 0 】

- | | | | |
|---|---------|---|--------|
| 1 | 超音波検査装置 | 3 | 検査手段 |
| 5 | センサ部 | 6 | 超音波振動子 |

10

20

30

40

50

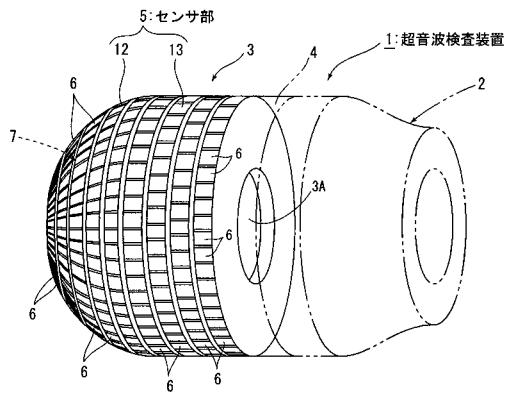
7 駆動電極

1 2 前方部

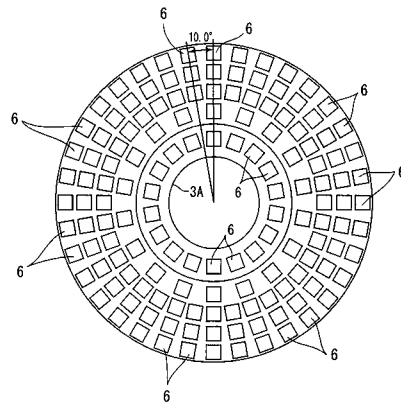
Y 1 ~ Y 3 6 軸方向電極

X 1 ~ X 9 環状電極

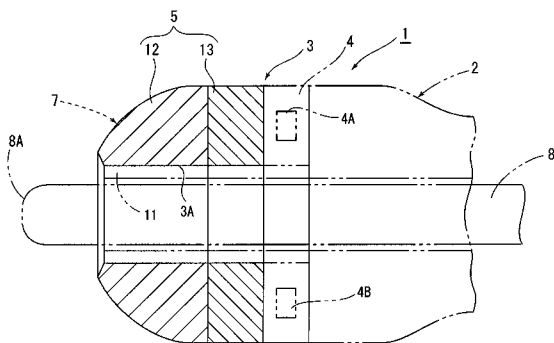
【図1】



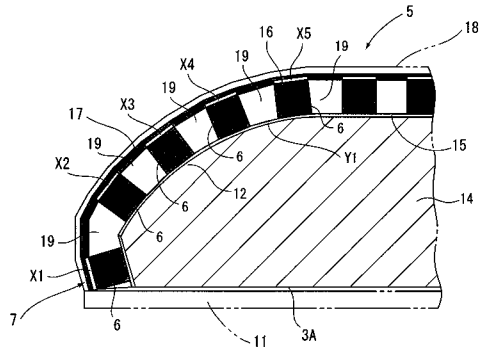
【図3】



【図2】



【図4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-023885(JP,A)
特開2006-025805(JP,A)
特開平05-244691(JP,A)
特開2006-087708(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	8/12
B06B	1/00
H04R	17/00

专利名称(译)	超声波检测设备		
公开(公告)号	JP5273349B2	公开(公告)日	2013-08-28
申请号	JP2008096741	申请日	2008-04-03
[标]申请(专利权)人(译)	澁谷工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	澁谷工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	澁谷工业株式会社		
[标]发明人	小関良治		
发明人	小関 良治		
IPC分类号	A61B8/12 H04R17/00 B06B1/06		
FI分类号	A61B8/12 H04R17/00.332.B H04R17/00.330.H B06B1/06.Z		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/FE05 5D019/BB17 5D019/BB25 5D019/FF04 5D107/AA01 5D107/BB07 5D107/CC01 5D107/CC10 5D107/CC12		
其他公开文献	JP2009247466A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种紧凑的超声波检测设备，提供高分辨率的图像。解决方案：超声波检查设备设置有传感器部分5，其远端部分是半球形的。在传感器部分5的表面部分上，多个轴向电极Y1-Y36设置在内层侧，环形电极X1-X9设置在外层侧。超声波振动器6分别设置在轴向电极Y1-Y36和环形电极X1-X9的交叉部分处。当驱动例如EG1的超声波振动器6时，选择轴向电极Y1和环形电极X1，从它们向EG1的超声波振动器6施加电压，并使超声波振动器6振荡超声波。

【图2】

