

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4674469号
(P4674469)

(45) 発行日 平成23年4月20日 (2011. 4. 20)

(24) 登録日 平成23年2月4日 (2011. 2. 4)

(51) Int. Cl.

F 1

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 0 G

H 0 4 R 17/00 3 3 2 B

請求項の数 3 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2005-3852 (P2005-3852)
 (22) 出願日 平成17年1月11日 (2005. 1. 11)
 (65) 公開番号 特開2006-191959 (P2006-191959A)
 (43) 公開日 平成18年7月27日 (2006. 7. 27)
 審査請求日 平成19年10月22日 (2007. 10. 22)

(73) 特許権者 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 100089749
 弁理士 影井 俊次
 (72) 発明者 河野 慎一
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
 番地 フジノン株式会社内

審査官 後藤 順也

(56) 参考文献 特開平04-152800 (JP, A)

特開平05-277103 (JP, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の超音波振動子が軸線方向に配列され、全体が円周状となるように設けられた超音波振動子アレイを挿入部先端に有する超音波内視鏡において、

前記超音波振動子アレイは、前記超音波振動子が概略半円周状となるように配列された2組の分割超音波振動子アレイを接合したものからなり、

前記2組の分割超音波振動子アレイの両端には、他の超音波振動子よりも前記軸線方向における長さが半分となった短寸超音波振動子を配列することにより端部が階段状となし

、
 これら2組の分割超音波振動子アレイは、一方の分割超音波振動子アレイは階段状で、
 他方の分割超音波振動子アレイは逆の階段状となるようにして端部が相互に接合される構
 成とした

ことを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 2】

前記短寸超音波振動子は、前記他の超音波振動子より円周方向の幅が広いことを特徴とする請求項1記載の超音波内視鏡。

【請求項 3】

前記短寸超音波振動子は、一方側の端部は他の超音波振動子と基端側の位置が揃えられており、他方側の端部は他の超音波振動子と先端側の位置が揃えられていることを特徴とする請求項1または請求項2記載の超音波内視鏡。

10

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子ラジアル走査を行う超音波内視鏡に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波内視鏡は、挿入部の先端に内視鏡観察手段と複数の超音波振動子が配列された超音波振動子アレイとを有して構成されるものであり、超音波振動子アレイを構成する多数の超音波振動子を順次駆動して電子走査を行うものは従来から知られている。かかる超音波振動子アレイの配置の一態様として、超音波振動子を円環状に配列し、電子ラジアル走査を行うものが例えば特許文献1に開示されている。

10

【特許文献1】特開平1-313043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、上述した超音波振動子アレイは、高い分解能を得るために多数の超音波振動子を配列して構成される。従って、細板の形状からなる各超音波振動子の幅は非常に狭いものが適用されることになる。かかる超音波振動子アレイを構成する各超音波振動子は接着剤により接着されて円周状に配列されるため、この接着剤により超音波振動子間には一定の隙間が生じることになる。このとき、前記隙間が不均一になると、最後に配列される超音波振動子を組み込むことができなくなるか、大きな隙間が発生し、全体として円周状となすことはできなくなる。従って、隣接する超音波振動子間の隙間は高精度に管理される必要がある。

20

【0004】

このため、円周状の超音波振動子アレイを一度に形成するのではなく、規則正しく超音波振動子が配列された半円周状の超音波振動子アレイ（分割超音波振動子アレイ）を2組用意し、これらを接合して1つの超音波振動子アレイを形成する方法が一般に採用されている。このとき、超音波振動子アレイの内部に何らの部材が存しない場合には比較的容易に円周状となすことはできるが、上述した特許文献1のように、内部には何らかの部材、特に内視鏡観察手段が挿通されているものが一般に使用されるため、2組の分割超音波振動子アレイを接合して円周状の超音波振動子アレイを形成することは難しい。

30

【0005】

すなわち、上記分割超音波振動子アレイは何らかの部材、例えばCCD（Charged Coupled Device）等の硬性部材を有する内視鏡観察手段に対して、相互に反対方向から装着されることになるが、一般に内視鏡観察手段の先端部近傍の充填率は非常に高いため、外径が広がる方向に組付け誤差が生じることがあり、従って2組の分割超音波振動子アレイの接合部には離間する力が作用し、その結果接合部において比較的大きな隙間が生じるおそれがある。かかる隙間により、当該部位における超音波の方向制御性が悪くなり、超音波画像に歪みが生じ、分解能が低下することになる。従って、取得される超音波画像の画質が低下するという問題がある。

40

【0006】

そこで、本発明は、半円周状に超音波振動子が配列される2組の分割超音波振動子アレイを接合するときに隙間が生じたとしても、超音波画像の画質低下を抑制することができる超音波内視鏡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】

【0007】

本発明の超音波内視鏡は、複数の超音波振動子が軸線方向に配列され、全体が円周状となるように設けられた超音波振動子アレイを挿入部先端に有する超音波内視鏡において、前記超音波振動子アレイは、前記超音波振動子が概略半円周状となるように配列された2組の分割超音波振動子アレイを接合したものからなり、前記2組の分割超音波振動子アレイ

50

イの両端には、他の超音波振動子よりも前記軸線方向における長さが半分となった短寸超音波振動子を配列することにより端部が階段状となし、これら２組の分割超音波振動子アレイは、一方の分割超音波振動子アレイは階段状で、他方の分割超音波振動子アレイは逆の階段状となるようにして端部が相互に接合されており、前記一方の分割超音波振動子アレイと前記他方の分割超音波振動子アレイは、一方の分割超音波振動子アレイは階段状で、他方の分割超音波振動子アレイは逆の階段状となるようにして端部が相互に接合される構成としたことを特徴とする。

【発明の効果】

【０００８】

本発明の超音波内視鏡は、円周状に配置される超音波振動子の間に生じる隙間を円周方向に分割することにより、分解能が低下することを抑制することができ、高画質の超音波画像を取得することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【０００９】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。以下、超音波振動子アレイの内部には内視鏡観察手段が挿通されているものを例示して説明するが、勿論これに限定されず、本発明は、他の部材が挿通されているものにも適用することができ、また何らの部材も存しないものについても適用することができる。

【００１０】

図１に示されるように、本発明の超音波内視鏡は、本体操作部１０１、挿入部１０２及びユニバーサルコード１０３を有しており、光源装置と、映像信号処理装置と、超音波観測装置とが超音波内視鏡に接続されてシステムが構成される。ユニバーサルコード１０３は本体操作部１０１から引き出されて、その途中で枝分かれして、光源装置に着脱可能に接続される接続コネクタ１０３ａ、映像信号処理装置に着脱可能に接続される接続コネクタ１０３ｂ及び超音波観測装置に着脱可能に接続される接続コネクタ１０３ｃを備えている。

【００１１】

本体操作部１０１は、術者等が片手で把持できるものであり、アングル操作手段１０４及び処置具挿入部１０５が設けられ、また送気送水ボタン１０６、吸引ボタン１０７等の操作ボタンが装着されており、さらに各種のスイッチ類１０８も備えている。

【００１２】

挿入部１０２は、本体操作部１０１に連結して設けた所定長さを有するコード状の部材であり、被験者の体内等に挿入されるものである。この挿入部１０２は、本体操作部１０１への連結部から大半の長さ分は体腔内等における挿入経路に沿って任意に曲がる軟性部１０２ａとなっており、この軟性部１０２ａの先端にアングル部１０２ｂが連結されており、このアングル部１０２ｂに先端硬質部１０２ｃが連結されている。そして、アングル部１０２ｂは、先端硬質部１０２ｃを所望の方向に向けるために、遠隔操作により上下及び左右に湾曲操作できるようになっている。このために、本体操作部１０１にはアングル操作手段１０４が設けられており、術者の操作でアングル部１０２ｂを湾曲させて、先端硬質部１０２ｃを所望の方向に向くように制御される。

【００１３】

図２は、超音波内視鏡の挿入部先端に設けられる先端硬質部１０２ｃの外周に配置される超音波振動子アレイ１の構成を示す図である。超音波振動子アレイ１は、挿入部先端の側方を全周に渡って電子ラジアル走査を行うために、複数の超音波振動子１２が挿入部の軸線方向に配列され、全体が円周状となるように配列されている。超音波振動子アレイ１を構成する各超音波振動子１２は、夫々接着剤により円周方向に隣接する超音波振動子１２と接合されている。また、各超音波振動子１２の基端側には配線３が接続され、これら配線３はケーブル４にまとめられて、超音波振動子１２が受信した反射エコー信号を超音波画像に変換、処理を行う超音波観測装置（図示せず）に接続される。

【００１４】

10

20

30

40

50

そして、円周状に配列される超音波振動子アレイ 1 の内面にはさらにバッキング層 1 1 が具備され、これらバッキング層 1 1 及び超音波振動子アレイ 1 が一体となった部材の内面には何らかの部材が挿通されることになる。その一例として、内視鏡観察手段 2 が挿通されているものが図 2 に示されている。内視鏡観察手段 2 の先端面には観察部 2 0、照明部 2 1 及び処置具導出用開口 2 2 が設けられている。観察部 2 0 は被検体を撮像するためのものであり、主に対物レンズと固体撮像素子とからなり、対物レンズに入射した入射光が固体撮像素子において光電変換され、所定の信号処理がされてモニタ装置（図示せず）に表示される。照明部 2 1 は照明用レンズとライトガイドとからなり、図示しない光源から照明光が供給され、照明用レンズから被検体を照射する。処置具導出用開口 2 2 には、図示しない処置具導入部から鉗子等の処置具が導入される。

10

【0015】

超音波振動子アレイ 1 は、図 3 に示されるように、複数の超音波振動子 1 2 を概略半円周状となるように配列した 2 組の分割超音波振動子アレイ（上部側分割超音波振動子アレイ 1 U 及び下部側分割超音波振動子アレイ 1 L）を夫々両端が接合されることにより構成される。すなわち、上部側分割超音波振動子アレイ 1 U 及び下部側分割超音波振動子アレイ 1 L は、円周状に超音波振動子 1 2 が配列された超音波振動子アレイ 1 を分割したものからなる。ここで、2 組の分割超音波振動子アレイを便宜上、上部及び下部としたが、勿論、任意の方向から接合することができる。また、上部側分割超音波振動子アレイ 1 U 及び下部側分割超音波振動子アレイ 1 L の内面側には夫々対応した形状を採るバッキング層 1 1 U 及び 1 1 L が具備されている。

20

【0016】

図 3 から明らかなように、上部側分割超音波振動子アレイ 1 U 及び下部側分割超音波振動子アレイ 1 L の夫々について、両端には他の超音波振動子 1 2 よりも軸線方向において短い超音波振動子（以下、短寸超音波振動子 1 2 A ~ 1 2 D とする）が配列される。上部側分割超音波振動子アレイ 1 U の一端には他の超音波振動子 1 2 と基端側の位置が揃えられている短寸超音波振動子 1 2 A が配列され、他端には他の超音波振動子 1 2 と先端側の位置が揃えられている短寸超音波振動子 1 2 B が配列されている。また、下部側分割超音波振動子アレイ 1 L の一端には他の超音波振動子 1 2 と先端側の位置が揃えられている短寸超音波振動子 1 2 C が配列され、他端には他の超音波振動子 1 2 と基端側の位置が揃えられている短寸超音波振動子 1 2 D が配列されている。

30

【0017】

図 3 は、上記の短寸超音波振動子 1 2 A ~ 1 2 D の軸線方向における長さが上記他の超音波振動子 1 2 の長さの半分のものを示している。この場合、上部側分割超音波振動子アレイ 1 U と下部側分割超音波振動子アレイ 1 L とは、図 3 及び図 4 に示される矢印方向に押圧力を作用させながら接合させる。この押圧力は、軸線方向と円周方向との力の成分に分解することができ、従って上部側分割超音波振動子アレイ 1 U と下部側分割超音波振動子アレイ 1 L とは軸線方向に相互に、そして円周方向に相互に押圧力が作用することになる。

【0018】

上部側分割超音波振動子アレイ 1 U と下部側分割超音波振動子アレイ 1 L との間には円周方向に隙間を発生させないことは勿論、軸線方向に隙間を発生させないことも重要である。上部側分割超音波振動子アレイ 1 U 及び下部側分割超音波振動子アレイ 1 L には夫々短寸超音波振動子 1 2 A ~ 1 2 D が上述したように配列されているため、端部において階段状のパターンが形成され、しかも上部側分割超音波振動子アレイ 1 U の端部に形成されている階段状のパターンは下部側分割超音波振動子アレイ 1 L の端部に形成されている階段状のパターンとは逆のパターンを有している。従って、図 4 に示されるように軸線方向及び円周方向に対して斜めの力であって相互に密着する力が作用するように接合を行うことにより、軸線方向には当然隙間が発生することなく接合することができる。換言すれば、軸線方向における隙間が発生しないように調整等の作業を行うことなく、上部側分割超音波振動子アレイ 1 U と下部側分割超音波振動子アレイ 1 L とを円周方向に接合すること

40

50

ができ、軸線方向にも円周方向にも生じる隙間を最小限に抑制することができることから、極めて良好に接合することができる。

【 0 0 1 9 】

かかる接合により、上部側分割超音波振動子アレイ 1 U の短寸超音波振動子 1 2 A と下部側分割超音波振動子アレイ 1 L の短寸超音波振動子 1 2 C とが実質的に 1 つの超音波振動子を形成し、また上部側分割超音波振動子アレイ 1 U の短寸超音波振動子 1 2 B と下部側分割超音波振動子アレイ 1 L の短寸超音波振動子 1 2 D とが実質的に 1 つの超音波振動子を形成することになる。しかも、上述したように隙間を最小限にすることにより超音波振動子の円周方向への配列に規則性を持たせることができ、また全体として真円度を出すこともできる。

10

【 0 0 2 0 】

図 3 の例では短寸超音波振動子 1 2 A ~ 1 2 D は、短寸超音波振動子 1 2 A と 1 2 C とが一体となって 1 つの超音波振動子 1 2 を形成し、また短寸超音波振動子 1 2 B と 1 2 D とが一体となって 1 つの超音波振動子 1 2 を形成するものが適用される。すなわち、軸線方向において短寸超音波振動子 1 2 A と 1 2 C との間に隙間を生じさせないために、短寸超音波振動子 1 2 A と 1 2 C との軸線方向の長さの合計が上記他の超音波振動子 1 2 の軸線方向の長さと同しくなり、同様に短寸超音波振動子 1 2 B と 1 2 D との軸線方向の長さの合計も上記他の超音波振動子 1 2 の軸線方向の長さと同しくならなくてはならない。

【 0 0 2 1 】

以上の上部側分割超音波振動子アレイ 1 U と下部側分割超音波振動子アレイ 1 L とが接合されて 1 つの超音波振動子アレイ 1 が構成される。ここで、内視鏡観察手段 2 の組付け誤差により上部側分割超音波振動子アレイ 1 U と下部側分割超音波振動子アレイ 1 L との間に離間させる力が作用し、接合部近傍において僅かな隙間が生じることがある。このとき、図 4 に示されるように、上部側分割超音波振動子アレイ 1 U の接合部には短寸超音波振動子 1 2 A が配列され、下部側分割超音波振動子アレイ 1 L の接合部には短寸超音波振動子 1 2 C が配列されるため、上記隙間は隙間 C 1 と C 2 とに分割され、相互にオーバーラップしない位置に形成されることになる。従って、隙間 C 1 が生じている部分については短寸超音波振動子 1 2 C が、隙間 C 2 が生じている部分については短寸超音波振動子 1 2 A が走査を行うため、全周に渡って隙間なく走査することが可能である。なお、隙間 C 1 及び C 2 について、上記上部側分割超音波振動子アレイ 1 U と下部側分割超音波振動子アレイ 1 L とに均等に押圧力を作用させることにより、図 4 に示されるように、両隙間の幅 (a 及び b) を等しくすることができる。

20

30

【 0 0 2 2 】

ところで、上記短寸超音波振動子 1 2 A 及び 1 2 C は他の超音波振動子 1 2 の 1 つに相当する超音波振動子を構成し、また短寸超音波振動子 1 2 B 及び 1 2 D も同様に他の超音波振動子 1 2 の 1 つに相当する超音波振動子を構成する。そのため、短寸超音波振動子 1 2 A 及び 1 2 C、また短寸超音波振動子 1 2 B 及び 1 2 D は同時に駆動される必要がある。すなわち、全ての超音波振動子には配線 3 が接続されて、図示しない超音波観測装置に接続されるが、かかる超音波観測装置からの駆動信号は同時に短寸超音波振動子 1 2 A 及び 1 2 C に出力され、両短寸超音波振動子 1 2 A 及び 1 2 C が受信した反射エコー信号は超音波観測装置内で 1 つのライン信号として形成されなくてはならない。また、短寸超音波振動子 1 2 B 及び 1 2 D についても同様である。

40

【 0 0 2 3 】

そこで、短寸超音波振動子 1 2 A 及び 1 2 C と上記超音波観測装置との接続は、単一の配線 3 を分岐して短寸超音波振動子 1 2 A 及び 1 2 C に接続する。すなわち、他の超音波振動子 1 2 は、夫々個別に配線 3 が設けられており、超音波振動子 1 2 ごとに駆動信号が出力され、超音波振動子 1 2 ごとに反射エコー信号を超音波観測装置に出力する。一方、短寸超音波振動子 1 2 A 及び 1 2 C に対しては、超音波観測装置から出力された駆動信号が単一の配線 3 から分岐して同時に出力され、同じタイミングで反射エコー信号が分岐点において合成され、合成された反射エコー信号が超音波観測装置に出力される。なお、短

50

寸超音波振動子 1 2 B 及び 1 2 D についても同様である。

【 0 0 2 4 】

次に、上記超音波振動子アレイ 1 を使用して電子ラジアル走査を行う一例について説明する。この例においては、超音波振動子アレイを構成する各超音波振動子 1 2 のうち隣接する 3 つの超音波振動子を 1 つのグループとなし、うち 1 つの超音波振動子に遅延を持たせて超音波を送信して走査を行う所謂電子フォーカスによる走査方法によるものについて説明する。なお、超音波振動子 1 2 A 及び 1 2 C については、両者を合わせて 1 つの超音波振動子として取り扱うものとする。

【 0 0 2 5 】

図 4 において、超音波振動子 1 2 1 乃至 1 2 6 は図 2 における超音波振動子 1 2 と同一のものに便宜上番号を割り振ったものであり、短寸超音波振動子 1 2 A 及び 1 2 C は上述したものである。これらのうち、最初に、超音波振動子 1 2 1 乃至 1 2 3 を 1 つのグループとなし、図示しない超音波観測装置から配線 3 を介して駆動信号が送信されて駆動される。このとき、電子フォーカスを行うために、超音波振動子 1 2 1 及び 1 2 3 は同時に駆動され、超音波振動子 1 2 2 は若干遅れて駆動される。そして、反射波を受信した各超音波振動子が反射エコー信号に変換した後に、順次配線 3 を介して超音波観測装置に出力する。

10

【 0 0 2 6 】

次に、超音波振動子 1 2 2、1 2 3、そして短寸超音波振動子 1 2 A 及び 1 2 C を 1 つのグループとなし、各超音波振動子が駆動される。まず、超音波振動子 1 2 2、1 2 A 及び 1 2 C が駆動され、若干の遅延をもって超音波振動子 1 2 3 が駆動される。ここで、短寸超音波振動子 1 2 A 及び 1 2 C は実質上 1 つの超音波振動子を構成するため、これらは同時に駆動される。

20

【 0 0 2 7 】

このとき、上述したように、短寸超音波振動子 1 2 A と超音波振動子 1 2 4 との間に隙間 C 1 が生じ、短寸超音波振動子 1 2 C と超音波振動子 1 2 3 との間にも隙間 C 2 が生じているが、隙間 C 1 と C 2 とは円周方向においてオーバーラップさせることなく、異なる位置に形成されているため、超音波の方向制御性を良好なものにすることができる。換言すれば、本来なら、円周方向においてオーバーラップしている（すなわち、直線状に形成されている）隙間を隙間 C 1 と C 2 とに分割し、夫々ずらした位置に形成するようにしたことにより、分解能の低下を抑制することができ、もって超音波画像の画質が低下することを防止することができる。

30

【 0 0 2 8 】

以下、同様に、超音波振動子 1 2 3、1 2 A、1 2 C 及び 1 2 4 のグループ、短寸超音波振動子 1 2 A、1 2 C、1 2 4 及び 1 2 5 のグループ、超音波振動子 1 2 4、1 2 5 及び 1 2 6 のグループとして、順次組み合わせを 1 つずつずらして各超音波振動子の駆動制御が行われて、電子ラジアル走査が行われる。

【 0 0 2 9 】

なお、短寸超音波振動子 1 2 B、1 2 D については説明を省略するが、短寸超音波振動子 1 2 A、1 2 D と同様に隙間が分割され、夫々ずらした位置に形成されているため、やはり超音波画像の画質が低下するという問題は招来しない。

40

【 0 0 3 0 】

以上説明したように、半円周状に複数の超音波振動子 1 2 が配列された 2 組の超音波振動子アレイ（1 U 及び 1 L）に他の超音波振動子 1 2 よりも軸線方向に短い短寸超音波振動子 1 2 A ~ 1 2 D を配列して、上部側分割超音波振動子アレイ 1 U と下部側分割超音波振動子アレイ 1 L との間に生じる隙間が分割され、軸線方向にオーバーラップしない位置に形成されるため、接合部分における分解能が低下することを抑制することができ、生成される超音波画像の画質が低下することを防止することができる。

【 0 0 3 1 】

なお、上述したものは、上部側分割超音波振動子アレイ 1 U 及び下部側分割超音波振動

50

子アレイ 1 L の内面側に夫々対応した形状を採るバッキング層 1 1 U 及び 1 1 L が具備されているものを内視鏡観察手段 2 に接合している。本発明は、これに限定されず、内視鏡観察手段 2 の外周に予めバッキング層 1 1 を形成しておき、さらにその外周に上部側分割超音波振動子アレイ 1 U 及び下部側分割超音波振動子アレイ 1 L を接合するようにしてもよい。

【 0 0 3 2 】

次に、上記実施形態の変形例について説明する。この例では、上部側分割超音波振動子アレイ 1 U 及び下部側分割超音波振動子アレイ 1 L の両端に配置される短寸超音波振動子 1 2 A ~ 1 2 D の円周方向における幅が他の超音波振動子 1 2 (1 2 1 乃至 1 2 6) よりも広いものを使用する。図 5 に示す例では、短寸超音波振動子 1 2 A ~ 1 2 D は他の超音波振動子 1 2 よりも倍の幅を有している。この場合、上部側分割超音波振動子アレイ 1 U と下部側分割超音波振動子アレイ 1 L との間に生じる隙間 C 1 及び C 2 は、さらに離れた位置に形成されることになるため、上部側分割超音波振動子アレイ 1 U と下部側分割超音波振動子アレイ 1 L とがある程度離間したとしても、完全に分断されることはないため、画像劣化の問題を抑制することができる。

10

【 0 0 3 3 】

そして、短寸超音波振動子 1 2 A ~ 1 2 D の幅を広くすると、以下の作用効果も奏する。つまり、図 2 乃至図 4 に示した短寸超音波振動子 1 2 A ~ 1 2 D は他の超音波振動子と比較して、軸線方向の長さが半分であり、且つ幅が等しいため、面積も半分となる。面積と静電容量とは比例するため、面積が半分となると、短寸超音波振動子 1 2 A ~ 1 2 D の静電容量も半分となり、送信される超音波の強度も半分となることから、結果として取得される超音波画像が不均一なものとなる。すなわち、本来の信号と比べて当該部位における信号の輝度レベルは低くなるため、短寸超音波振動子 1 2 A ~ 1 2 D が観測する部位とその他の部位とで部分的に明暗が異なることになる。一方、図 5 に示したように、短寸超音波振動子 1 2 A ~ 1 2 D の幅を倍に広げれば、軸線方向の長さが他の超音波振動子 1 2 と比較して半分であったとしても、超音波の送受信面の面積を等しくすることができるため、静電容量を等しくすることができる。これにより、全ての超音波振動子から送信される超音波の強度を等しくすることができるため、生成される超音波画像に上述した明暗が生じることはない。

20

【 0 0 3 4 】

ここで、図 5 に示される短寸超音波振動子 1 2 A 及び 1 2 C (又は 1 2 B 及び 1 2 D) は形式上 1 つの超音波振動子を構成することになる。従って、上述したように、短寸超音波振動子 1 2 A 及び 1 2 C (又は 1 2 B 及び 1 2 D) が夫々他の超音波振動子と同等の性能を有すると、超音波観測装置において生成される信号が他の信号と比較して倍となり、局部的に輝度レベルが高くなることが考えられる。そこで、短寸超音波振動子 1 2 A 及び 1 2 C (又は 1 2 B 及び 1 2 D) には夫々個別の配線 3 を接続し、個別に超音波観測装置に接続する。そして、別個独立に出力された短寸超音波振動子 1 2 A 及び 1 2 C (又は 1 2 B 及び 1 2 D) の反射エコー信号を加算して、さらに相加平均処理を行うことにより、他の超音波振動子が生成する信号と同じレベルの信号にすることができる。

30

【 0 0 3 5 】

以上により、上部側分割超音波振動子アレイ 1 U 及び下部側分割超音波振動子アレイ 1 L の両端に配列された超音波振動子を、軸線方向の長さは短くし、且つ円周方向の幅を広げることにより、上述した隙間による超音波画像の画質低下の問題を抑制することができる。同時に接合部付近とその他の部位において超音波画像に輝度レベルに変化を生じることを防止することができる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 6 】

【 図 1 】 超音波内視鏡の全体構成図である。

【 図 2 】 挿入部先端に超音波振動子アレイが装着されたものの外観図である。

【 図 3 】 挿入部先端に上部側分割超音波振動子アレイ及び下部側分割超音波振動子アレイ

50

を装着するときの外観図である。

【図４】上部側分割超音波振動子アレイと下部側分割超音波振動子アレイとの接合部近傍の詳細を示す説明図である。

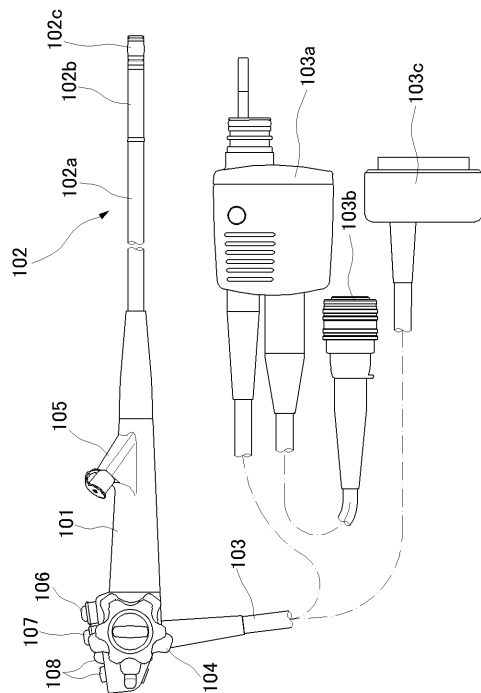
【図５】変形例における上部側分割超音波振動子アレイと下部側分割超音波振動子アレイとの接合部近傍の詳細を示す説明図である。

【符号の説明】

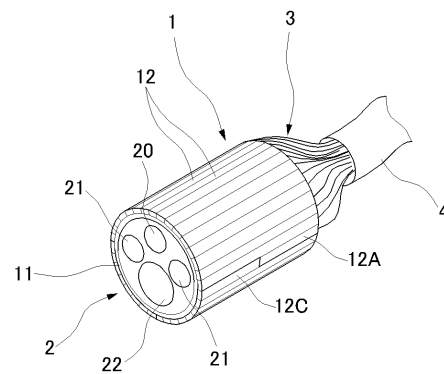
【 ０ ０ ３ ７ 】

- | | | | | |
|---------------|----------------|---------------|----------------|----|
| １ | 超音波振動子アレイ | ２ | 内視鏡観察手段 | |
| １ １ | バックিং層 | １ ２ | 超音波振動子 | |
| １ Ｕ | 上部側分割超音波振動子アレイ | １ Ｌ | 下部側分割超音波振動子アレイ | １０ |
| １ ２ Ａ ～ １ ２ Ｄ | 短寸超音波振動子 | １ ２ １ ～ １ ２ ６ | 超音波振動子 | |

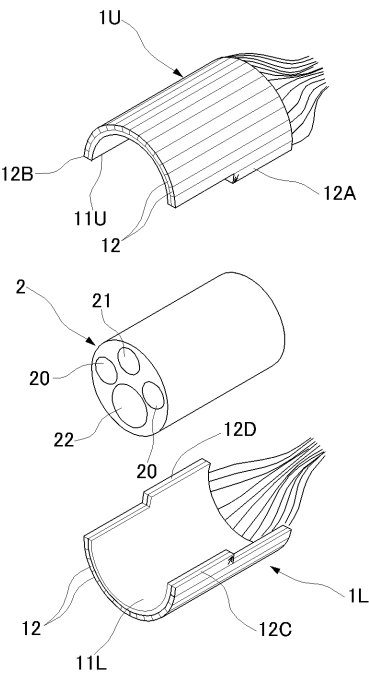
【図１】



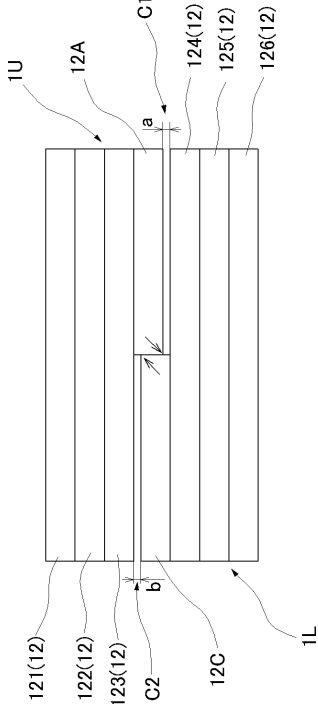
【図２】



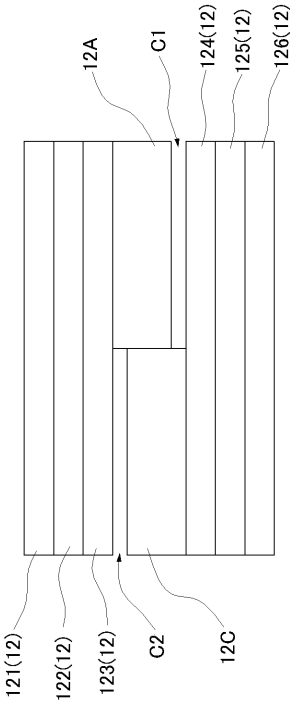
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	JP4674469B2	公开(公告)日	2011-04-20
申请号	JP2005003852	申请日	2005-01-11
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	河野慎一		
发明人	河野 慎一		
IPC分类号	A61B8/12 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/12 H04R17/00.330.G H04R17/00.332.B		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/BB24 4C601/EE01 4C601/FE02 4C601/GA03 4C601/GB05 4C601/GB41 4C601/ JB45 5D019/BB10 5D019/BB20 5D019/EE01 5D019/FF04		
其他公开文献	JP2006191959A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当在半圆形设置多个超声波振动器的多组分开的超声波振动器阵列相互连接时，为了防止在两组分开的超声波振动器阵列的连接部分中形成间隙。解决方案：多个超声波振动器12沿轴向排列，使得整个超声波振动器半上游地排列在上侧分割超声波振动器阵列1U和下侧分开超声波振动器阵列1L中。在上侧分割超声波振动器阵列1U和下侧分割超声波振动器阵列1L的端部设置有比其他超声波振子12的轴向长度短的超短型超声波振动器12A~12D。一个超声波振动器12基本上由短型超声波振动器12A和12C以及短型超声波振动器12B和12D形成，并且在上侧分开的超声波振动器阵列1U和下侧分离的超声波振动器阵列1L之间形成的间隙是分成间隙C1和C2，不在圆周方向上重叠。Ž

