(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2017-12381
(P2017-12381A)
(43)公開日　平成29年1月19日(2017.1.19)

(51)Int.Cl.		F I			テーマコード（参考）
A61B 8/14	(2006.01)	A61B	8/14		4C601
H04R 17/00	(2006.01)	H04R	17/00	330L	5D019

審査請求 未請求　請求項の数 12　ＯＬ　（全 12 頁）

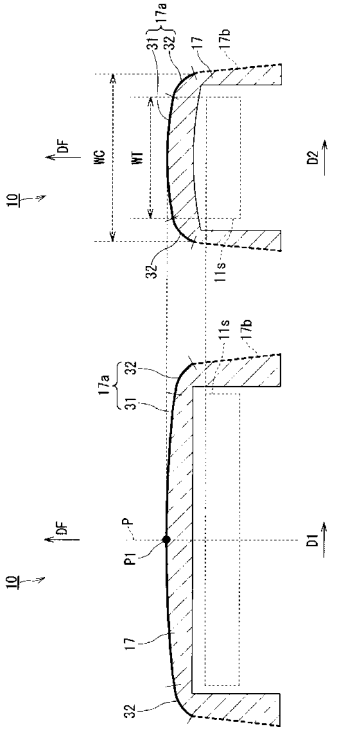
(21)出願番号　特願2015-131601 (P2015-131601)
(22)出願日　平成27年6月30日 (2015.6.30)

(71)出願人　594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上１３８５番地
(74)代理人　110001380
特許業務法人東京国際特許事務所
(72)発明者　四方　浩之
栃木県大田原市下石上１３８５番地　東芝メディカルシステムズ株式会社内
(72)発明者　小林　祐介
栃木県大田原市下石上１３８５番地　東芝メディカルシステムズ株式会社内

Ｆターム(参考)　4C601 EE13 GB03 GB24 GB30 GB41
5D019 AA21 BB19 FF04 GG03

(54)【発明の名称】体外式超音波プローブ

(57)【要約】
【課題】体外式超音波プローブにおいて、深部画質やＳ／Ｎ比を維持したまま、生体接触面の幅ＷＢを小さくすること。
【解決手段】体外式超音波プローブ１０は、アジマス方向に沿って配置され、超音波を送受する振動素子群と、生体に接触可能な凸面を有し、単一の部材で形成され、前記振動素子群の正面側を全体的に被覆し、前記振動素子群の側面側の少なくとも一部を被覆する被覆材と、を備えた。前記アジマス方向における前記振動素子群の幅を略二等分する断面において、前記凸面の頂点から２［mm］落ち込んだ前記凸面上の２点間の幅は、エレベーション方向における前記振動子群の幅より大きく、前記２点間の幅と前記エレベーション方向における前記振動子群の幅の差は５［mm］以下である。
【選択図】　図６



【特許請求の範囲】
【請求項１】
アジマス方向に沿って配置され、超音波を送受する振動素子群と、
生体に接触可能な凸面を有し、単一の部材で形成され、前記振動素子群の正面側を全体的に被覆し、前記振動素子群の側面側の少なくとも一部を被覆する被覆材と、
を備え、
前記アジマス方向における前記振動素子群の幅を略二等分する断面において、前記凸面の頂点から２［ｍｍ］落ち込んだ前記凸面上の２点間の幅は、エレベーション方向における前記振動子群の幅より大きく、
前記２点間の幅と前記エレベーション方向における前記振動子群の幅の差は５［ｍｍ］以下である、体外式超音波プローブ。
【請求項２】
前記振動素子の前記第２方向の幅が６～１２［ｍｍ］となるように構成された請求項１に記載の体外式超音波プローブ。
【請求項３】
アジマス方向に沿って配置され、超音波を送受する振動素子群と、
生体に接触可能な凸面を有し、単一の部材で形成され、前記振動素子群の正面側を全体的に被覆し、前記振動素子群の側面側の少なくとも一部を被覆する被覆材と、
を備え、
前記エレベーション方向における前記振動素子群の幅は６～１２［ｍｍ］である、体外式超音波プローブ。
【請求項４】
前記被覆材は、合成樹脂を材料として構成された請求項１乃至３のうちいずれか一項に記載の体外式超音波プローブ。
【請求項５】
前記被覆材は、前記合成樹脂としてのポリメチルペンテンを材料として構成された請求項４に記載の体外式超音波プローブ。
【請求項６】
前記被覆材は、前記外面に対向する内面が凹面を有する請求項１乃至５のうちいずれか一項に記載の体外式超音波プローブ。
【請求項７】
前記被覆材と前記振動素子の間に前記被覆材とは異なる充填材が充填され、前記充填材は、音速が前記被覆材より遅くなるような材料によって構成された請求項１乃至６のうちのいずれか一項に記載の体外式超音波プローブ。
【請求項８】
前記充填材は、シリコーンを材料として構成された請求項７に記載の体外式超音波プローブ。
【請求項９】
前記被覆材は、前記凸面の一部が円弧面であり、前記円弧面の前記第２方向の幅が音響的有効口径に略一致するように構成された請求項１乃至８のうちいずれか一項に記載の体外式超音波プローブ。
【請求項１０】
前記振動素子は、前記圧電素子群が前記第１方向のみに配列され、前記第２方向の音響的有効口径が６～１２［ｍｍ］となるように構成された請求項１乃至９のうちいずれか一項に記載の体外式超音波プローブ。
【請求項１１】
前記振動素子は、前記圧電素子群が前記第１方向及び前記第２方向に配列され、前記第２方向の最大の音響的有効口径が６～１２［ｍｍ］となるように構成された請求項１乃至９のうちいずれか一項に記載の体外式超音波プローブ。
【請求項１２】

前記圧電素子群は、発生する超音波の中心周波数が３～５［ＭＨｚ］となる超音波を発生し、
前記振動素子は、前記被覆材の中心軸上の厚みが前記超音波の波長の１．５～３倍となるように構成された請求項１乃至１１のうちいずれか一項に記載の体外式超音波プローブ。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明の一態様としての本実施形態は、超音波を送受信する体外式超音波プローブに関する。
【背景技術】
【０００２】
一般的に、超音波診断装置に接続して用いられる超音波プローブには、１方向（アジマス方向）に複数の振動素子が配列された１次元アレイプローブ（１Ｄプローブ）や、２方向（アジマス方向およびエレベーション方向）に複数の振動素子が配列され、当該２方向に電子的に超音波ビームを振ることができる２次元アレイプローブ（２Ｄプローブ）や、当該２方向に複数の振動素子が配列されているものの、エレベーション方向に超音波ビームを振ることができない多列アレイプローブ（１．５Ｄプローブ）が挙げられる。
【０００３】
アレイ型の超音波プローブのうち、１Ｄ及び１．５Ｄプローブは、走査面に沿って超音波ビームを収束し、薄い断層面を得るための音響レンズを備える。音響レンズとしては、音速が体表及び生体（軟部組織）と異なり、かつ、音響インピーダンスが体表及び生体に近い材料が用いられることが要求される。これらの要求を満たす材料として、生体に比べて音速が遅い材料であるシリコーンゴムや、生体に比べて音速が速い材料であるポリメチルペンテンが知られている。
【０００４】
シリコーンゴム製の音響レンズが用いられる場合、音響レンズとポリメチルペンテン（プラスティック）製の側面被覆材とは、一般的にはシリコーン接着剤で接着され、防水性を保持される。しかし、シリコーン接着剤自体の剛性が低く、プラスティック材料に対する接着力も低いので、信頼性維持のため一定の接着面積が必要である。そのため、接着面積の分だけ超音波プローブの生体接触面の幅（厚み）が大きくなる。
【０００５】
また、ポリメチルペンテン製の音響レンズが用いられる場合、音響媒体を保持するための構造体（水袋）が必要となるので、やはり超音波プローブの生体接触面の幅は大きくなる。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００６】
【特許文献１】特許第３０５６６２４号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００７】
従来の超音波プローブが用いられて体表から体内（心臓や肝臓などの胸部内蔵）の超音波撮影が行なわれる場合、胸部内蔵が肋骨で覆われた領域に位置するので、肋間からのスキャンが必須である。特に肝臓の超音波撮影時、異常部位が存在するかどうか分からない状況での走査においては、肋骨裏の領域に死角が生じると、異常の見落としにつながる。
【０００８】
従来の超音波プローブを用いて肋骨裏の走査を行なうためには、操作者は、体表から肋間に超音波プローブを当て、超音波プローブを傾ける操作を行なう。ところが、超音波プローブの生体接触面の幅が大きいと、操作者はより大きな角度となるように超音波プロー

ブを傾けると、撮影領域が肋間から外れてしまう。超音波プローブを大きく傾けながら肋間を撮影領域とする操作は不可能であり、肋骨裏に死角が生じる。加えて、操作者が、死角を狭めようと超音波プローブを患者に深く押しつけて超音波撮影を行なおうとすると、超音波プローブを押し付けられる患者の負担が大きくなる。

【０００９】

また、音響レンズの材料であるシリコーンゴムは柔軟性であり、超音波プローブを床面に誤って落下させた場合や他の機器にぶつけた場合などに、音響レンズが受ける衝撃が振動素子に伝搬することで振動素子の故障の原因となる。

【課題を解決するための手段】

【００１０】

本実施形態に係る体外式超音波プローブは、上述した課題を解決するために、アジマス方向に沿って配置され、超音波を送受する振動素子群と、生体に接触可能な凸面を有し、単一の部材で形成され、前記振動素子群の正面側を全体的に被覆し、前記振動素子群の側面側の少なくとも一部を被覆する被覆材と、を備え、前記アジマス方向における前記振動素子群の幅を略二等分する断面において、前記凸面の頂点から２［ｍｍ］落ち込んだ前記凸面上の２点間の幅は、エレベーション方向における前記振動子群の幅より大きく、前記２点間の幅と前記エレベーション方向における前記振動子群の幅の差は５［ｍｍ］以下である。

【００１１】

本実施形態に係る体外式超音波プローブは、上述した課題を解決するために、アジマス方向に沿って配置され、超音波を送受する振動素子群と、生体に接触可能な凸面を有し、単一の部材で形成され、前記振動素子群の正面側を全体的に被覆し、前記振動素子群の側面側の少なくとも一部を被覆する被覆材と、を備え、前記エレベーション方向における前記振動素子群の幅は６～１２［ｍｍ］である。

【図面の簡単な説明】

【００１２】

【図１】本実施形態に係る体外式超音波プローブ及び超音波診断装置の構成を示す概略図。

【図２】従来のプローブの先端部分の構造を示す断面図。

【図３】従来のプローブの先端部分の構造を示す断面図。

【図４】胸部内蔵の超音波撮影が行なわれる場合の従来のプローブを示す図。

【図５】本実施形態に係る体外式超音波プローブの先端部の構造を示す断面図。

【図６】本実施形態に係る体外式超音波プローブの被覆材の構造を示す断面図。

【図７】被覆材の凸面上の２点間の幅と、有効口径との関係を説明するための図。

【図８】胸部内蔵の超音波撮影が行なわれる場合のプローブを示す図。

【発明を実施するための形態】

【００１３】

本実施形態に係る体外式超音波プローブについて、添付図面を参照して説明する。

【００１４】

図１は、本実施形態に係る体外式超音波プローブ及び超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【００１５】

図１は、本実施形態に係る体外式超音波プローブ（体表プローブ）１０と、超音波診断装置４１とを示す。なお、体外式超音波プローブ１０を含めて超音波診断装置と称する場合もある。

【００１６】

体外式超音波プローブ１０は、体表よりアプローチし、体内の臓器などの形態を画像化する場合に用いられる。以下、体外式超音波プローブを、単に「プローブ」という。

【００１７】

プローブ１０は、超音波診断装置４１による制御に従って、生体に対して超音波の送受

波を行なう。プローブ１０は、図５に示すように、振動素子１１、バッキング材１２、及び被覆材１７などを備える。振動素子１１は、図５に示すように、圧電素子２１、音響整合層２２１，２２２を備える。なお、例えば、振動素子１１は、圧電素子２１を除く上記構成のいずれかを備えていなくても良く、圧電素子２１とバッキング材１２との間に位置する図示しないハードバック層などの構成を追加的に備えていても良い。プローブ１０の振動素子１１を構成する圧電素子２１は、電気音響変換素子であり、送信時には電気信号を超音波（送信超音波）に変換し、又、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する機能を有する。

【００１８】

複数の振動素子１１は、第１方向（アジマス方向）Ｄ１に沿って１次元的に配列され、振動素子群を形成する。この場合、プローブ１０は、１Ｄプローブである。

【００１９】

又は、振動素子１１は、第１方向Ｄ１及び第２方向（エレベーション方向）Ｄ２に沿って２次元的に配列され、振動素子群を形成する。この場合、本実施形態におけるプローブ１０は、第２方向に超音波ビームを振ることができない、１．５Ｄプローブである。

【００２０】

プローブ１０は小型、軽量に構成されており、ケーブル４２を介して超音波診断装置４１に接続される。プローブ１０にはセクタ走査型、リニア走査型、及びコンベックス走査型などがあり、診断部位に応じて任意に選択される。プローブ１０の具体的な構造については図５及び図６を用いて後述する。なお、プローブ１０は、無線通信を利用して、超音波診断装置４１に信号を出力しても良い。

【００２１】

超音波診断装置４１は、プローブ１０の動作を制御し、プローブ１０の圧電素子２１を駆動するための駆動パルスをプローブ１０に送信する。また、超音波診断装置４１は、プローブ１０の動作を制御し、プローブ１０の圧電素子２１で変換された電気的な受信信号を受信してＢモード画像などの超音波画像を生成する。

【００２２】

続いて、図２～図４を用いて、従来のプローブについて説明する。

【００２３】

図２及び図３は、従来のプローブの先端部分の構造を示す断面図である。具体的には、プローブ５０が有する振動素子群の第１方向（アジマス方向）における幅を略二等分する断面の断面図である。

【００２４】

プローブ５０は、振動素子５１、バッキング材５２、第３音響整合層５３、グランド（ＧＮＤ）リード５４、信号線５５、側面被覆材５６、及び音響レンズ５７を備える。

【００２５】

振動素子５１は、圧電素子６１、第１音響整合層６２１、及び第２音響整合層６２２を備える。

【００２６】

側面被覆材５６は、ポリメチルペンテン（プラスティック）を材料とし、振動素子５１の側面側を被覆する。

【００２７】

音響レンズ５７は、シリコーンゴムを材料とし、生体に接触可能な凸面を有する。音響レンズ５７は振動素子で発生した超音波の第２方向（エレベーション方向）Ｄ２に関する収束に寄与する。また、音響レンズ５７は、振動素子５１の正面側の大半又は全体を被覆する。

【００２８】

側面被覆材５６と音響レンズ５７は、一般的にはシリコーン接着剤で接着され、防水性が保持される。しかしながら、シリコーン接着剤の剛性は低く、シリコーン接着剤のプラスティック材料に対する接着力も低いので、側面被覆材５６と音響レンズ５７の堅固な接

着には、ある程度大きい接着面積が必要にある。

【００２９】

そのため、図２及び図３に示すような２種類の方法で側面被覆材５６と音響レンズ５７との間の接着面積が確保される。図２は、圧電素子６１の正面側に平坦な音響的無効部Ｅを設け、音響的無効部Ｅを覆うように側面被覆材５６を正面側に延伸して側面被覆材５６を音響レンズ５７に接着する方式である。一方、図３は、音響レンズ５７を振動素子５１の側面側まで延伸し、音響レンズ５７の側面で側面被覆材５６を音響レンズ５７に接着する方式である。

【００３０】

図２に示す方式では、圧電素子６１の正面側に音響的無効部Ｅが存在する。また、図３に示す方式では、音響レンズ５７の延伸部分が外径幅を大きくする。いずれの場合にも、第２方向Ｄ２の有効口径（音響的有効口径）に対して、プローブ５０の正面側の外面における第２方向Ｄ２の幅（生体接触面の幅）ＷＢが不必要に大きくなってしまう。

【００３１】

プローブ５０が用いられる場合、プローブ５０の生体接触面の幅ＷＢが不必要に大きくなり、それに起因してプローブ５０を用いた超音波撮影に不具合が発生する。例えば、体表から体内（心臓や肝臓などの胸部内蔵）の超音波撮影が行なわれる場合、胸部内蔵が肋骨で覆われた領域に位置するので、肋間からのスキャンが必須となる。操作者がプローブ５０を大きく傾けて肋骨裏を超音波撮影する場合に、プローブ５０の生体接触面の幅ＷＢが大きいと、プローブ５０の撮影領域の一部が肋間から外れて肋骨に係り易くなる。特に肝臓の超音波撮影時に異常部位が存在するかどうか分からない状況においては、プローブ５０の撮影領域の一部が肋骨に係ってしまうと、肋骨裏の異常の見落としにつながる。また、プローブ５０を体表に深く押しつけることになりプローブ５０を押し付けられる患者の負担が大きくなる。

【００３２】

図４は、胸部内蔵の超音波撮影が行なわれる場合の従来のプローブを示す図である。

【００３３】

図４に示すように、プローブ５０を用いて生体の超音波撮影を行なうためには、操作者は、体表にプローブ５０を当て、肋骨Ｂの間（肋間）から生体を撮影すべくプローブ５０を傾ける操作を行なう。プローブ５０の生体接触面の幅ＷＢ（図２及び図３に図示）が大きいので、肋骨裏を撮影しようとして操作者がプローブ５０を大きく傾ける場合に、プローブ５０の撮影領域Ｕ１の一部が肋間から外れて肋骨Ｂに係り易くなり、死角が発生し易い。また、体表との接触部分（図４に示す斜線部分）を狭めようとプローブ５０を体表に深く押しつけることになりプローブ５０を押し付けられる患者の負担が大きくなる。

【００３４】

よって、プローブ５０において生体接触面の幅ＷＢ（図２及び図３に図示）を小さくすることが求められる。プローブ５０の生体接触面の幅ＷＢを小さくするためには第２方向Ｄ２の有効口径を小さくする必要がある。しかしながら、第２方向Ｄ２の有効口径が減少するとプローブ５０から離れた部位（深部）の画質低下や、Ｓ／Ｎ（ｓｉｇｎａｌ　ｔｏｎｏｉｓｅ）比の低下を招くので、全肝の検査ができなくなるという新たな問題が発生する。

【００３５】

なお、従来技術として、音響レンズとしてポリメチルペンテンが用いられ、音響媒体中に浸漬するようなプローブも存在する。ポリメチルペンテンは、音響インピーダンスが約１．６［ＭＲａｙｌ］であり、生体にほぼ近い水の音響インピーダンスの約１．５５［ＭＲａｙｌ］に近いため、生体（水）との音響整合性は良好である。しかし、ポリメチルペンテンは、音速が約２０００［ｍ/ｓｅｃ］であり、水の音速の約１５５０［ｍ／ｓｅｃ］に比べて速いので、超音波ビームの収束効果を得るためには、音響レンズ５７（図２及び図３に図示）の生体に接触可能な凹面を含む生体接触面を有する必要がある。音響レンズ５７の正面側の外面が凹面である場合、超音波撮影時にレンズ面が患者の体表に密着せ

ず、音波の伝播が阻害される。そこで、ポリメチルペンテンのプローブが用いられる場合、音響媒体を保持するための構造体（水袋）を備える場合があるが、その場合、やはりプローブの生体接触面の幅は大きくなってしまう。

【００３６】

そこで、深部画質やＳ／Ｎ比を維持したまま、プローブ５０の生体接触面の幅ＷＢを小さくするプローブの設計が強く要求される。

【００３７】

加えて、音響レンズ５７の材料であるシリコーンゴムは柔軟性があり、プローブ５０を床面に誤って落下させた場合や他の機器にぶつけた場合などに、音響レンズ５７が受ける衝撃が振動素子５１に伝搬することで振動素子５１の故障の原因となる。そこで、音響レンズ５７が受ける衝撃の振動素子５１への伝搬を抑制するプローブの設計が強く要求される。

【００３８】

続いて、図５～図８を用いて、本実施形態に係るプローブ１０について説明する。

【００３９】

図５は、本実施形態に係るプローブ１０の先端部の構造を示す断面図である。具体的には、プローブ１０が有する振動素子群の第１方向Ｄ１（図１に図示）における幅を略二等分する断面の断面図である。

【００４０】

プローブ１０は、振動素子１１、バッキング材１２、第３音響整合層１３、充填層１４、グランド（ＧＮＤ）リード１５、信号線１６、及び被覆材１７を備える。

【００４１】

振動素子１１は、例えば、圧電素子２１、第１音響整合層２２１、および第２音響整合層２２２を備える。本実施形態におけるプローブ１０は、腹部用コンベックス型の１Ｄプローブである。腹部用コンベックス型の１Ｄプローブは、胸部内臓、例えば心臓や肝臓の超音波撮影に用いられるものであり、特に全肝の走査が必要な場合に有効である。

【００４２】

本実施形態における腹部用コンベックス型の１Ｄプローブは、例えば中心周波数が３～５［ＭＨｚ］程度の超音波を送信可能である。腹部用コンベックス型の１Ｄプローブにおける第２方向（エレベーション方向）Ｄ２の有効口径ＷＴ（図６に図示）は、６～１２［ｍｍ］程度である。本実施形態におけるプローブ１０は、音響的に有効な振動素子で構成される振動素子群のみを備えるため、有効口径ＷＴは、第２方向における全ての振動素子の幅と一致する。つまり、プローブ１０が１Ｄプローブである場合、有効口径ＷＴは、単一の振動素子の第２方向における幅と一致する。

【００４３】

音響整合層２２１，２２２は、圧電素子２１の正面方向ＤＦに設けられ、圧電素子２１と生体との間の音響インピーダンスの差を小さくするために設けられる中間的物質である。

【００４４】

バッキング材１２は、振動素子１１の背面側（正面方向ＤＦの逆側）に設けられ、圧電素子２１の共振を抑制することで短いパルス波を発生させるとともに、圧電素子２１の背面側に発生する不要な超音波を吸収・減衰させる。

【００４５】

第３音響整合層１３は、振動素子１１の正面方向ＤＦに設けられ、音響整合層２２１，２２２と同様に、圧電素子２１と生体との間の音響インピーダンスの差を小さくするために設けられる中間的物質である。

【００４６】

充填層１４は、正面側が凸面となっており、当該凸面で被覆材１７と接する。充填層１４は、振動素子１１で発生した超音波の第２方向Ｄ２に関する収束に寄与する。

【００４７】

被覆材１７は、生体と接触可能な凸面を有し、単一の部材で形成され、振動素子１１の正面側の全体及び側面側の少なくとも一部を被覆する。被覆材１７には、従来も一部のプローブで音響レンズとして用いられてきた合成樹脂、例えば、ポリメチルペンテンが材料として用いられる。ポリメチルペンテンは、前述したように、生体（水）との音響整合性が良好である。

【００４８】

被覆材１７は、生体に接触可能な凸面（生体接触面）（図６に図示）に対向する凹面を有することが好適である。その場合、両面の曲率半径は必ずしも一致している必要はない。そして、被覆材１７の凹面と、振動素子１１前面の平面との間に生じる空隙に充填層１４が形成される。充填層１４は、例えば音響レンズ５７（図２及び図３）に比べて音速が遅く、音響インピーダンスがレンズ材と整合する材料である。

【００４９】

具体的には、充填層１４は、シリカ等のフィラー混入により比重を調整したシリコーン接着剤であり、被覆材１７と第３音響整合層１３との接着に用いられる接着剤である。被覆材１７の生体接触面（図６に図示）とそれに対向する内面とが同じ方向に湾曲しているので、被覆材１７によるレンズ効果はほとんどなく、充填層１４との音速差により超音波ビームの収束効果が得られる。

【００５０】

次に、図６及び図７を用いて被覆材１７の形状を説明する。

【００５１】

図６は、本実施形態に係るプローブ１０の被覆材１７の構造を示す断面図である。

【００５２】

図６の左側は、第２方向Ｄ２における振動素子群１１ｓの幅を略二等分する断面の断面図である。図６の右側は、第１方向Ｄ１における振動素子群１１ｓの幅を略二等分する断面の断面図である。

【００５３】

図６の右側に示す断面において、被覆材１７の生体と接触可能な凸面は、第１の面１７ａ（太い実線）と、第２の面１７ｂ（太い破線）とを有する。第１の面１７ａは凸面の中央に位置する中央面３１（第１の面１７ａのうちラウンド面３２を除く面）と、当該中央面３１の両端に位置するラウンド面３２とを有する。第１方向Ｄ１における振動素子群１１ｓの幅を略二等分する断面Ｐ（図６の左側に図示）において、中央面３１は第１の曲率半径を有し、ラウンド面３２は第２の曲率半径を有する。第２の面１７ｂは、振動素子群１１ｓの少なくとも一部の側面側の面である。つまり、凸面の中央面３１と第２の曲面１７ｂとの接続面は、ラウンド処理されてなる。

【００５４】

図６の右側に示す断面において、生体接触面のラウンド面３２の曲率半径（Ｒ）は２［ｍｍ］程度が望ましい。ラウンド面３２の曲率半径が小さすぎると、超音波撮影時にプローブ１０を斜めにしたときに患者に苦痛を与えてしまう。一方で、ラウンド面３２の曲率半径が大きすぎると、生体接触面の第２方向Ｄ２の幅ＷＣが第２方向の有効口径（振動素子群１１ｓの第２方向の幅）ＷＴより不必要に大きくなってしまう。

【００５５】

そのため、本実施形態では、第１方向Ｄ１における振動素子群１１ｓの幅を略二等分する断面における、凸面の頂点から２［ｍｍ］落ち込んだ凸面上の２点間の幅ＷＤ（図７に図示）を規定する。

【００５６】

図７は、被覆材１７の凸面上の２点間の幅ＷＤと、有効口径ＷＴとの関係を説明するための図である。

【００５７】

図７は、第１方向Ｄ１における振動素子群１１ｓの幅を略二等分する断面における被覆材１７の第１及び第２の面を、第１方向から見た図である。図７に示すように、被覆材１

７の凸面は、緩やかな曲面である中央面３１と、曲率半径が２［ｍｍ］のラウンド面３２とを含む。

【００５８】

中央面３１は緩やかな曲面であるので、中央面３１及びラウンド面３２の接点から、ラウンド面３２の曲率中心（曲率円の中心）への向きは、凸面の頂点から２［ｍｍ］落ち込む向きにほぼ平行とみなせる。よって、図示しないが、ラウンド面３２の曲率半径のなす角が仮に直角の場合、凸面の頂点から２［ｍｍ］落ち込んだ凸面上の２点間の幅ＷＤと第２方向Ｄ２における振動素子群１１ｓの幅（有効口径ＷＴ）との差（ＷＤ－ＷＴ＞０［ｍｍ］）は４［ｍｍ］となり、片側の差がラウンド面３２の曲率半径と同一の２［ｍｍ］となる。

【００５９】

しかし、実際には、図７に示すように、両方の第２の面１７ｂは、互いに平行する構造ではなく背面側に向かって第２方向Ｄ２の幅が増大する構造であるので、ラウンド面３２の曲率半径のなす角は鋭角となる。ラウンド面３２の曲率半径のなす角が小さいほど、幅ＷＤと、第２方向Ｄ２における振動素子群１１ｓの幅との差は、４［ｍｍ］を超えて設定されることになる。

【００６０】

患者Ｏの体表への接触性を考慮した、ラウンド面３２の曲率半径のなす角とするために、図７に示すように、幅ＷＤが有効口径ＷＴより大きくなるように構成される被覆材１７は、幅ＷＤと、第２方向Ｄ２における有効口径ＷＴとの差（ＷＤ－ＷＴ＞０［ｍｍ］）が５［ｍｍ］以下となるように構成される。幅ＷＤと有効口径ＷＴとの片側の差を、最大で２．５［ｍｍ］程度とすることが好適である。

【００６１】

ここで、被覆材１７の先端部の正面方向ＤＦの厚みは、薄すぎると強度が不足し、落下衝撃時に亀裂などの故障が生じ、また、ポリメチルペンテンとしての成型も困難である。一方で、被覆材１７の正面方向ＤＦの厚みが厚すぎると超音波の減衰が大きくなり、感度低下につながり、また、生体との音速の違いによる屈折の影響が大きくなってしまう。被覆材１７の減衰係数は、周波数にほぼ比例するので、被覆材１７の正面方向ＤＦの厚みは、被覆材１７内の波長に対する相対値で規定することが好適であり、当該波長の１．５～３倍とする。

【００６２】

なお、被覆材１７は、第２方向Ｄ２の有効口径ＷＴが、従来のプローブ５０（図２及び図３に図示）の有効口径に比較して小さいサイズ、例えば、６～１２［ｍｍ］となるように構成されてもよい。有効口径を小さくすることで、中央面３１の第２方向Ｄ２の幅を小さくできるので、操作性の向上をさらに効果的にするためである。前述したように有効口径ＷＴが減少すると、深部画質やＳ／Ｎ比が低下されるようにも思われる。しかしながら、深部画質やＳ／Ｎ比の低下は被覆材１７（ポリメチルペンテン）と充填層１４（シリコーンゴム）の減衰係数の差によって補償されるので、実質的には腹部の一般的な撮影に対して問題なく使用できる画質及びＳ／Ｎ比を維持できる。

【００６３】

また、より高画質を求めるために、第２方向Ｄ２にも圧電素子２１を配列し、口径切り替えや独立の遅延、ゲイン制御を行なう１．５Ｄプローブも存在する。１．５Ｄプローブにおいては、６～１２［ｍｍ］という最適な最大有効口径を保って深部画質を最適化することで、最大限にプローブ１０の操作性を向上することが可能である。

【００６４】

図８は、胸部内蔵の超音波撮影が行なわれる場合のプローブ１０を示す図である。

【００６５】

図８に示すように、プローブ１０を用いて生体の超音波撮影を行なうためには、操作者は、体表にプローブ１０を当て、肋骨Ｂの間（肋間）から生体を撮影すべくプローブ１０を傾ける操作を行なう。生体接触面の幅ＷＣ（図６に図示）が従来の生体接触面の幅ＷＢ

（図２及び図３に図示）より小さいので、肋骨裏を撮影しようとして操作者がプローブ１０を大きく傾ける場合にも、プローブ１０の撮影領域Ｕ２が肋間から外れて肋骨Ｂに係り難くなり、死角が発生し難い。また、体表との接触部分（図８に示す斜線部分）を狭めようとプローブ１０を体表に深く押しつけることになっても、従来のものよりプローブ１０を押し付けられる患者の負担が小さくなる。

【００６６】

なお、生体接触面のラウンド面３１の曲率半径が２［ｍｍ］の場合において、幅ＷＤと、第２方向Ｄ２における有効口径ＷＴとの差（ＷＤ－ＷＴ＞０［ｍｍ］）が５［ｍｍ］以下というプローブ１０の構造について説明したが、その場合に限定されるものではない。例えば、生体接触面のラウンド面３２の曲率半径が２［ｍｍ］以外の場合であってもよい。又は、生体接触面の中央面３１及びラウンド面３２が一続きのスプライン曲線によって形成される面であってもよい。

【００６７】

本実施形態に係る体外式超音波プローブ１０によると、深部画質やＳ／Ｎ比を維持したまま、生体接触面の幅ＷＣを小さくすることができる。その結果、操作者によるプローブ１０の操作性が向上され、プローブ１０を押し付けられる患者の負担が軽減される。

【００６８】

また、本実施形態に係る体外式超音波プローブ１０によると、振動素子１１への衝撃の伝搬を抑制するものである。その結果、プローブ１０の振動素子１１の衝撃に起因する故障のリスクが低減される。

【００６９】

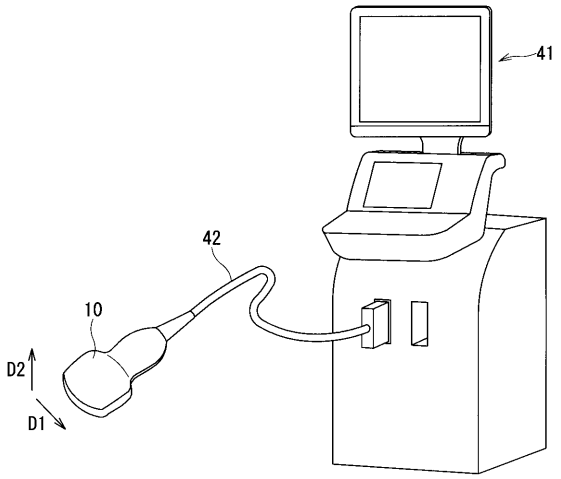
以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の省略、置き換え、変更を行なうことができる。これらの実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

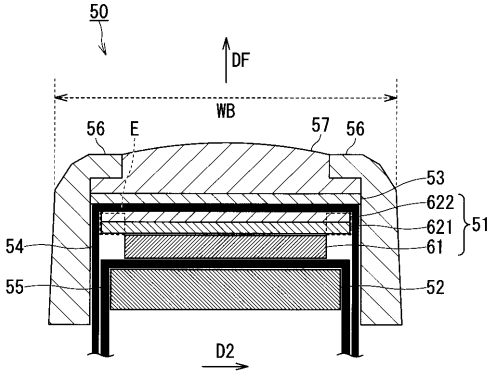
【００７０】

１０　超音波プローブ
１１　振動素子
１１ｓ　振動素子群
１２　バッキング材
１４　充填層
１７　被覆材
２１　圧電素子
２２１，２２２　音響整合層

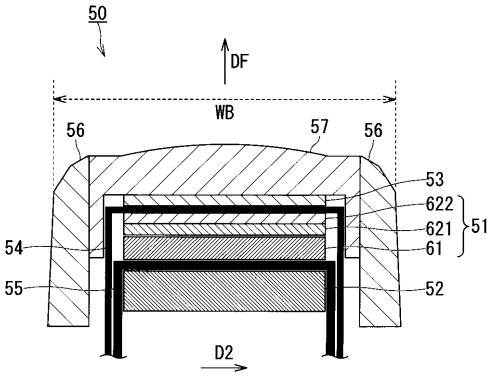
【図１】


41
42
10
D2
D1

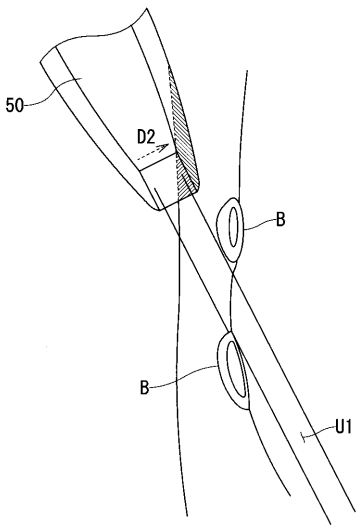
【図２】


50
DF
WB
56
E
57
56
53
622
621
51
54
61
55
52
D2

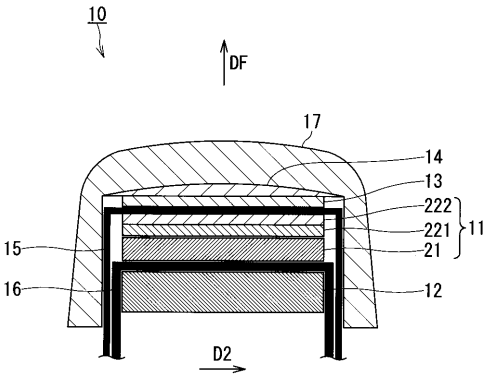
【図３】


50
DF
WB
56
57
56
53
622
621
51
54
61
55
52
D2

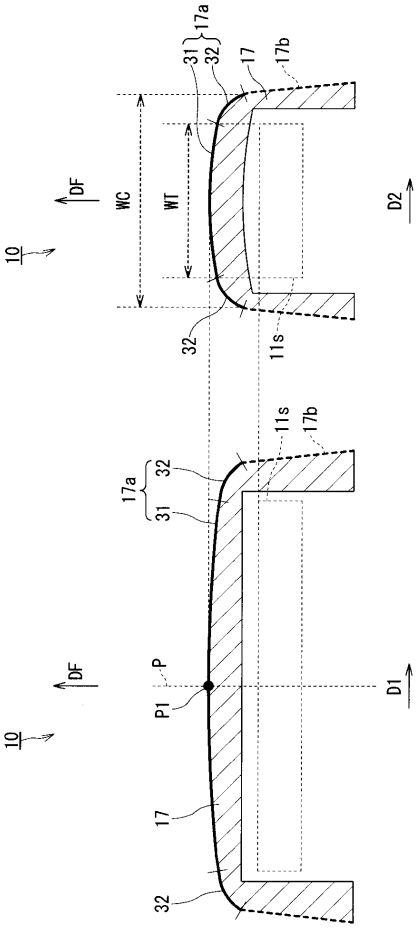
【図４】


50
D2
B
B
U1

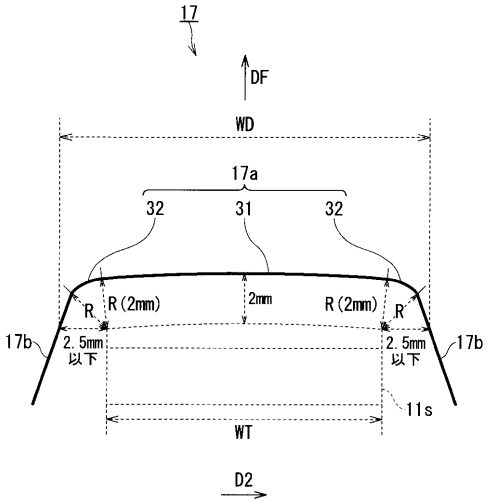
【図５】


10
DF
17
14
13
222
221
11
15
21
16
12
D2

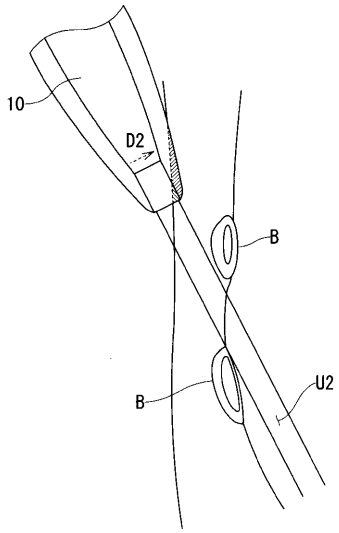
【図６】


17a
31
32
17
17b
DF
WC
WT
D2
10
32
11s
11s
17b
17a
32
31
DF
P
P1
D1
10
17
32

【図７】


17
DF
WD
17a
32
31
32
R
R (2mm)
2mm
R (2mm)
R
17b
2.5mm
以下
2.5mm
以下
17b
11s
WT
D2

【図８】


10
D2
B
B
U2