

(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)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 L	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2015-131601 (P2015-131601)	(71) 出願人	594164542
(22) 出願日	平成27年6月30日 (2015. 6. 30)		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

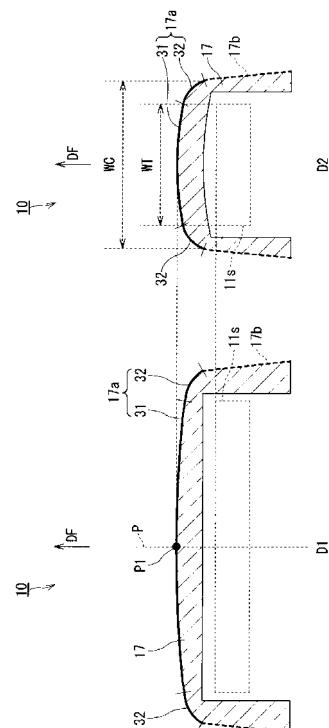
(54) 【発明の名称】 体外式超音波プローブ

(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素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素子群の幅の差は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素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素子群の幅の差は 5 [mm] 以下である、体外式超音波プローブ。

10

【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。

20

【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。

30

【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效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。

40

【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 方向の音響的有效口径が 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效口径が 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】

50

前記圧電素子群は、発生する超音波の中心周波数が 3 ~ 5 [M H z] 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 1 1 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。

10

【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（1 D 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（2 D 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 . 5 D 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、1 D 及び 1 . 5 D 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。

20

【0004】

シリコ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（プラスチック）製の側面被覆材とは、一般的にはシリコン接着剤で接着され、防水性を保持される。しかし、シリコン接着剤自体の剛性が低く、プラスチ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。

30

【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 3 0 5 6 6 2 4 号公報

【発明の概要】

40

【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、肋間からのスキヤンが必須である。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

50

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。

【 0 0 0 9 】

また、音響レンズの材料であるシリコ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】

【 0 0 1 0 】

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素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素子群の幅の差は 5 [mm] 以下である。

【 0 0 1 1 】

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 ~ 1 2 [mm] である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【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】

【 0 0 1 3 】

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。

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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。

【 0 0 1 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

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

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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で変換された電氣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。

30

【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（プラスチック）を材料とし、振動素子 51の側面側を被覆する。

40

【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チ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

50

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（音響的有效口径）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ふ。

【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 to noise）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 $1.55 [MRayl]$ に近いので、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

10

20

30

40

50

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ふ。

【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。

10

【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、バックング材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。

20

【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。

30

【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】

バックング材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。

40

【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】

50

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。

10

【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】

20

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 との接線面は、ラウンド処理されてなる。

30

【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。

40

【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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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】

40

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

50

(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。

10

【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。

20

【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。

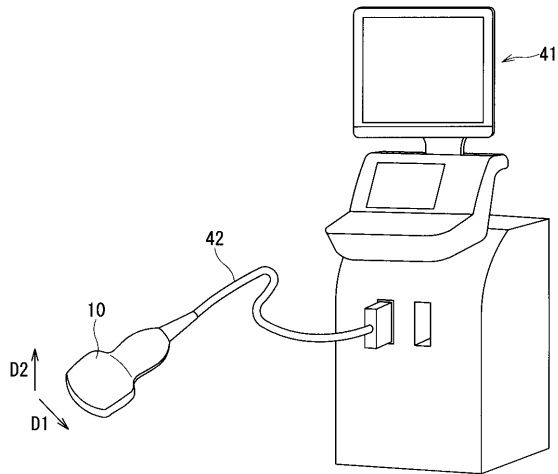
【符号の説明】

【0070】

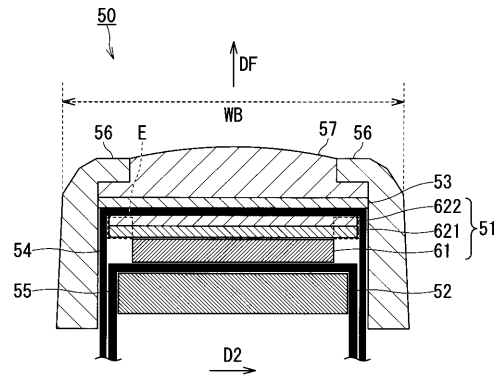
- 10 超音波プローブ
- 11 振動素子
- 11s 振動素子群
- 12 バッキング材
- 14 充填層
- 17 被覆材
- 21 圧電素子
- 221, 222 音響整合層

30

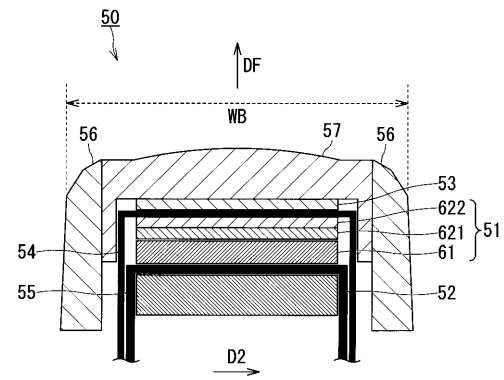
【図 1】



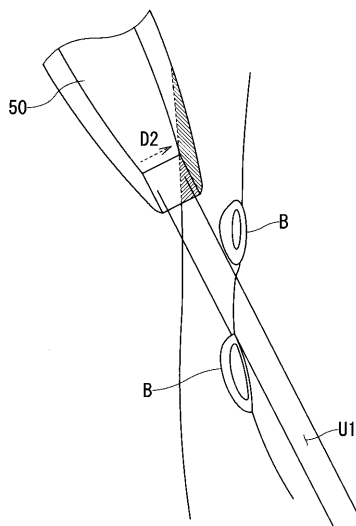
【図 2】



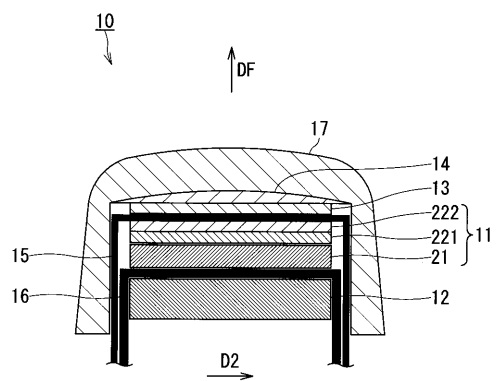
【図 3】



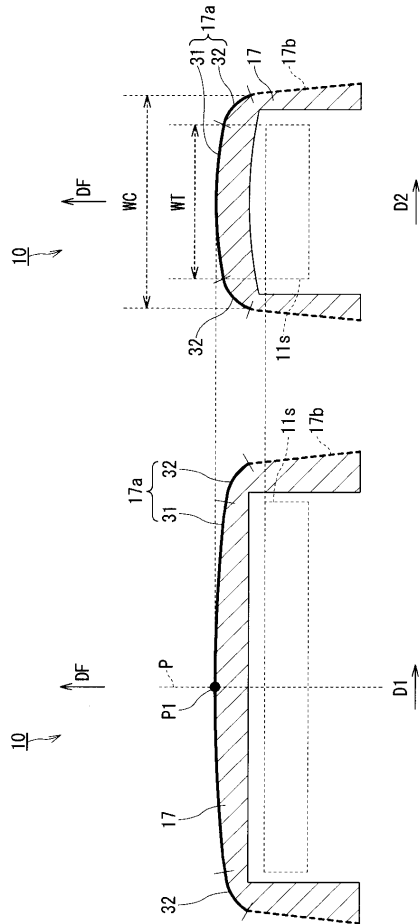
【図 4】



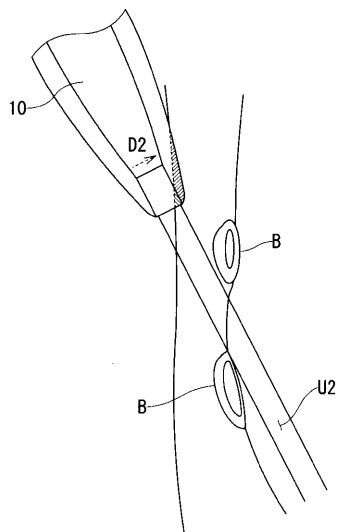
【図 5】



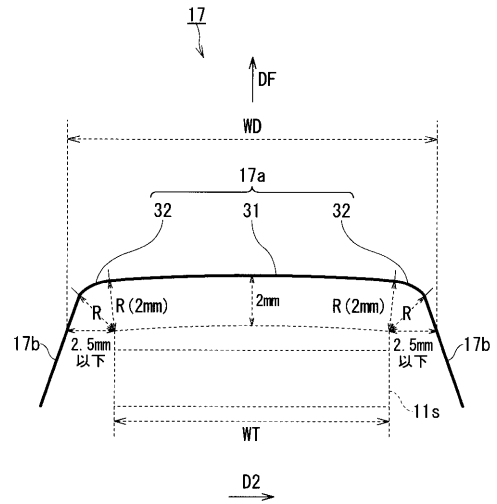
【図 6】



【図 8】



【図 7】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2017012381A5	公开(公告)日	2018-06-07
申请号	JP2015131601	申请日	2015-06-30
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	四方浩之 小林祐介		
发明人	四方 浩之 小林 祐介		
IPC分类号	A61B8/14 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/4281 A61B8/4427 A61B8/4472 A61B8/4494 B06B1/067 B06B3/00 A61B8/4444		
FI分类号	A61B8/14 H04R17/00.330.L		
F-TERM分类号	4C601/EE13 4C601/GB03 4C601/GB24 4C601/GB30 4C601/GB41 5D019/AA21 5D019/BB19 5D019/FF04 5D019/GG03		
其他公开文献	JP2017012381A JP6584839B2		

摘要(译)

要解决的问题：减少生物体接触面的宽度WB，同时保持体外超声波探头的深度图像质量和S / N比。 解决方案：体外超声探头10包括沿方位方向布置并且发射和接收超声波的振动元件组，可以与活体接触的凸面，由单个构件形成，覆盖材料覆盖元件组的整个前侧并覆盖振动元件组的侧表面侧的至少一部分。在基本上将振动元件组在方位方向上的宽度一分为二的横截面中从凸面的顶点下降2 [mm]的凸面上的两点之间的宽度小于在仰角方向上的振动器组的宽度。并且，两个点之间的宽度与换能器组在仰角方向上的宽度之间的差值为5mm或更小。 点域6