(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2022年9月29日(29.09.2022)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2022/202034 A1

(51) 国際特許分類:
H04R 17/00 (2006.01)　*A61B 8/00* (2006.01)

(21) 国際出願番号：　PCT/JP2022/006899

(22) 国際出願日：　2022年2月21日(21.02.2022)

(25) 国際出願の言語：　日本語

(26) 国際公開の言語：　日本語

(30) 優先権データ：
特願 2021-053464　2021年3月26日(26.03.2021)　JP

(71) 出願人: 富士フイルム株式会社 (**FUJIFILM CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布２丁目２６番３０号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 大澤 敦 (**OSAWA Atsushi**); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台７９８番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).

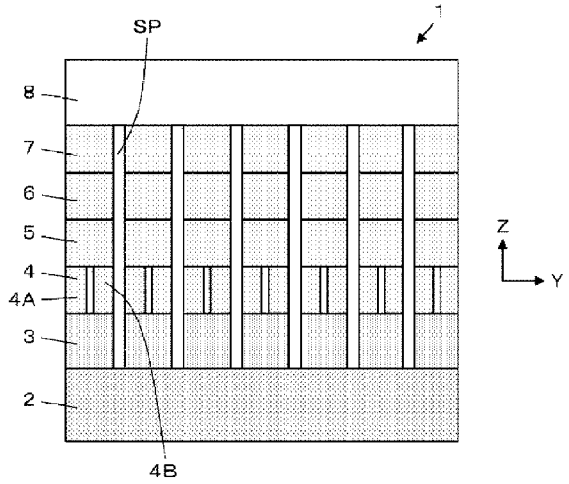
(74) 代理人: 伊東　秀明, 外 (**ITOH Hideaki** et al.); 〒1010032 東京都千代田区岩本町２丁目３番３号 ザイマックス岩本町ビル６階 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(54) **Title:** ULTRASONIC PROBE

(54) 発明の名称： 超音波探触子



(57) **Abstract:** An ultrasonic probe 1 in which a plurality of piezoelectric elements (3) are arrayed on a backing material along an array direction. The ultrasonic probe (1) comprises a plurality of acoustic matching layers (4, 5, 6, 7) stacked on respective ones of the piezoelectric elements (3), wherein at least one acoustic matching layer (4) among the plurality of acoustic matching layers (4, 5, 6, 7) is composed of at least one acoustic matching piece (4A, 4B) having a width narrower than the width of the piezoelectric elements (3) in the array direction.

(57) 要約：超音波探触子１は、複数の圧電素子（３）がバッキング材の上に配列方向に沿って配列された超音波探触子（１）であって、それぞれの圧電素子（３）の上に積層された複数の音響整合層（４、５、６、７）を備え、複数の音響整合層（４、５、６、７）のうち少なくとも１つの音響整合層（４）は、圧電素子（３）の配列方向の幅よりも狭い幅を有する少なくとも１つの音響整合片（４Ａ、４Ｂ）からなる。

WO 2022/202034 A1

［続葉有］

添付公開書類：

一　国際調査報告（条約第21条(3)）

明　細　書

発明の名称 ： 超音波探触子

技術分野

[0001]　本発明は、被検体の超音波検査に使用される超音波探触子に関する。

背景技術

[0002]　従来から、被検体の内部の画像を表す超音波画像を確認することにより被検体の検査を行う超音波検査が知られている。超音波画像は、複数の圧電素子が配列された振動子アレイを含む超音波探触子により被検体内に超音波ビームを送信し、被検体内から伝搬する超音波エコーを超音波探触子により受信して電気信号を得、その電気信号を電気的に処理することによって生成される。

[0003]　近年では、いわゆるＰＯＣ（Point of care：ポイントオブケア）と呼ばれる、被検体の治療を支援するための超音波検査が行われることが多い。ＰＯＣでは、被検体の筋構造および神経束等の微細な組織の観察が望まれている。このような要望から、例えば、特許文献１に開示されているように、超音波画像の形成に用いる超音波の周波数を広帯域化して、高精細な超音波画像を得るために、複数の音響整合層を有する超音波探触子が開発されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開２０１６－１９２６６６号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005]　ところで、特許文献１に開示されているように、超音波探触子において複数の音響整合層が配置されている場合には、圧電素子と被検体との間で超音波を透過させやすくするために、特に、圧電素子の近傍に配置される音響整合層は、十分に高い音響インピーダンスが求められる。

[0006]　例えば、音速の高い材料で音響整合層を構成することによって、音響整合

層の音響インピーダンスを高くすることができるが、音速が高くなると、圧電素子の配列方向における音響整合層の幅に起因する共振周波数が、圧電素子の厚み方向の共振周波数に近づいてしまい、生成される超音波画像の画質が低下してしまうという問題があった。

[0007] 本発明は、このような従来の問題点を解決するためになされたものであり、超音波画像の生成に用いる超音波の周波数を広帯域化しつつ高画質な超音波画像を得ることができる超音波探触子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

[0008] 上記目的を達成するために、本発明に係る超音波探触子は、複数の圧電素子がバッキング材の上に配列方向に沿って配列された超音波探触子であって、それぞれの圧電素子の上に積層された複数の音響整合層を備え、複数の音響整合層のうち少なくとも１つの音響整合層は、圧電素子の配列方向の幅よりも狭い幅を有する少なくとも１つの音響整合片からなることを特徴とする。

[0009] 少なくとも１つの音響整合層は、複数の音響整合層のうち圧電素子に最も近接する音響整合層であることが好ましい。

複数の音響整合層は、圧電素子から離れるほど段階的に音響インピーダンスが低くなる、４層以上の音響整合層からなることができる。

[0010] 音響整合片の幅方向の共振周波数は、圧電素子の厚み方向の共振周波数の振幅値の少なくとも半値をとる周波数帯域における高周波数側の周波数より高いことが好ましい。

また、音響整合片の幅方向の共振周波数は、圧電素子の厚み方向の共振周波数の振幅値の１／１０の値をとる周波数帯域における高周波数側の周波数より高いことがより好ましい。

[0011] 少なくとも１つの音響整合層は、配列方向に配列された複数の音響整合片からなることが好ましい。

少なくとも１つの音響整合層は、配列方向および配列方向に直交する方向にそれぞれ配列された複数の音響整合片からなることができる。

また、音響整合片は、複数の音響整合層の積層方向に延びる多角柱、円柱、多角錐および円錐のいずれかの形状を有することができる。

また、複数の音響整合片の間に樹脂からなる充填剤が配置されることができる。

発明の効果

[0012] 本発明によれば、超音波探触子が、それぞれの圧電素子の上に積層された複数の音響整合層を備え、複数の音響整合層のうち少なくとも１つの音響整合層は、圧電素子の配列方向の幅よりも狭い幅を有する少なくとも１つの音響整合片からなるため、超音波画像の生成に用いる超音波の周波数を広帯域化しつつ高画質な超音波画像を得ることができる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]本発明の実施の形態に係る超音波探触子の断面図である。

[図2]本発明の実施の形態における第１の音響整合層の斜視図である。

[図3]本発明の実施の形態における圧電素子の周波数帯域と第１の音響整合層の音響整合片の幅に起因する共振周波数を含む周波数帯域を模式的に表す図である。

[図4]本発明の実施の形態に係る超音波探触子を有する超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

[図5]本発明の実施の形態における送受信回路の内部構成を示すブロック図である。

[図6]本発明の実施の形態における画像生成部の内部構成を示すブロック図である。

[図7]本発明の実施の形態の第１の変形例における第１の音響整合層の斜視図である。

[図8]本発明の実施の形態の第２の変形例における第１の音響整合層の斜視図である。

[図9]本発明の実施の形態の第３の変形例における第１の音響整合層の上面図である。

[図10]本発明の実施の形態の第４の変形例における第１の音響整合層の上面図である。

[図11]本発明の実施の形態の第５の変形例における第１の音響整合層の上面図である。

発明を実施するための形態

[0014] 以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

以下に記載する構成要件の説明は、本発明の代表的な実施態様に基づいてなされるが、本発明はそのような実施態様に限定されるものではない。

なお、本明細書において、「～」を用いて表される数値範囲は、「～」の前後に記載される数値を下限値および上限値として含む範囲を意味する。

本明細書において、「同一」、「同じ」は、技術分野で一般的に許容される誤差範囲を含むものとする。

[0015] 実施の形態

図１に示すように、本発明の実施の形態に係る超音波探触子１は、バッキング材２と、バッキング材２上に配列され且つ超音波を発するための複数の圧電素子３と、複数の圧電素子３のそれぞれの上に配置された第１の音響整合層４と、第１の音響整合層４上に配置された第２の音響整合層５と、第２の音響整合層５上に配置された第３の音響整合層６と、第３の音響整合層６上に配置された第４の音響整合層７と、複数の第４の音響整合層７にまたがって配置された音響レンズ８とを備えている。

[0016] また、隣り合う圧電素子３間、隣り合う第１の音響整合層４間、隣り合う第２の音響整合層５間、隣り合う第３の音響整合層６間および隣り合う第４の音響整合層７間に、エポキシ樹脂等の樹脂からなる充填剤ＳＰが充填された分離部が形成されている。

[0017] また、第１の音響整合層４は、圧電素子３の配列方向において、圧電素子３の幅よりも狭い幅を有する２つの音響整合片４Ａおよび４Ｂを有している。

[0018] ここで、説明を明確にするために、圧電素子３の配列方向（アジマス方向

）をＹ方向と呼び、圧電素子３の奥向き方向（エレベーション方向）をＸ方向と呼び、バッキング材２、圧電素子３、第１の音響整合層４、第２の音響整合層５、第３の音響整合層６、第４の音響整合層７および音響レンズ８の積層方向をＺ方向と呼ぶ。

[0019] また、複数の圧電素子３に、図示しない引出し電極がそれぞれ接続され、バッキング材２の側面等に、複数の引出し電極に接続された図示しないフレキシブルプリント基板が配置されるが、説明のために省略されている。

[0020] 圧電素子３は、超音波探触子１に接続された図示しないパルサ等から供給される駆動信号に従って超音波を発生すると共に、超音波エコーを受信して、超音波エコーに基づく信号を出力するものである。圧電素子３は、例えば、ＰＺＴ（Lead Zirconate Titanate：チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミック、ＰＶＤＦ（Poly Vinylidene Di Fluoride：ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電素子およびＰＭＮ－ＰＴ（Lead Magnesium Niobate-Lead Titanate：マグネシウムニオブ酸鉛－チタン酸鉛固溶体）に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成することにより構成される。また、圧電素子３は、Ｙ方向において約１００μｍ～２００μｍの幅を有している。

[0021] バッキング材２は、複数の圧電素子３を支持すると共に、複数の圧電素子３から発せられて後方に伝搬した超音波を吸収するものである。バッキング材２は、例えば、フェライトゴム等のゴム材料により形成される。

[0022] 音響レンズ８は、超音波診断の際に被検体の体表に接触し、複数の圧電素子３から発せられた超音波を収束するためのものであり、エポキシ樹脂、アクリル樹脂およびポリメチルペンテン樹脂等の樹脂材料およびシリコンゴム等のゴム材料等から形成される。

[0023] 第１の音響整合層４～第４の音響整合層７は、それぞれ、超音波探触子１が接触する被検体と圧電素子３との間の音響インピーダンスを段階的に整合して、被検体内に超音波を入射させやすくするためのものである。第１の音響整合層４～第４の音響整合層７は、例えば、エポキシ樹脂またはウレタン

樹脂等の樹脂材料により構成される。

[0024] 図２に示すように、第１の音響整合層４の音響整合片４Ａおよび４Ｂは、ＸＺ面に平行な板形状を有しており、Ｙ方向において互いに隣り合うように且つ間隔を隔てて配置されている。また、音響整合片４ＡはＹ方向の幅Ｌ１を有し、音響整合片４ＢはＹ方向の幅Ｌ２を有している。音響整合片４Ａの幅Ｌ１と音響整合片４Ｂの幅Ｌ２は、それぞれ、圧電素子３のＹ方向の幅よりも狭い。

[0025] また、第１の音響整合層４の音響整合片４Ａおよび４Ｂは、第２の音響整合層５を構成する材料、第３の音響整合層６を構成する材料および第４の音響整合層７を構成する材料よりも音響インピーダンスが高く、且つ、圧電素子３よりも音響インピーダンスが低い材料で構成されている。

[0026] ここで、一般的に、媒質の音響インピーダンスは、媒質の密度と媒質中の音速との積で表されることが知られているが、音響インピーダンスが比較的に高い材料とは、音速が比較的に高い材料のことを指し、音響インピーダンスが比較的に低い材料とは、音速が比較的に低い材料のことを指す。

[0027] また、第２の音響整合層５は、第３の音響整合層６を構成する材料および第４の音響整合層７を構成する材料よりも音響インピーダンスが高く、且つ、第１の音響整合層４の音響整合片４Ａおよび４Ｂを構成する材料よりも音響インピーダンスが低い材料で構成されている。

[0028] また、第３の音響整合層６は、第４の音響整合層７を構成する材料よりも音響インピーダンスが高く、且つ、第２の音響整合層５よりも音響インピーダンスが低い材料で構成されている。

また、第４の音響整合層７は、被検体の音響インピーダンスよりも高く且つ第３の音響整合層６を構成する材料よりも音響インピーダンスが低い材料で構成されている。

[0029] このように、圧電素子３、第１の音響整合層４、第２の音響整合層５、第３の音響整合層６および第４の音響整合層７の順で、音響インピーダンスが段階的に低くなる、すなわち、第１の音響整合層４～第４の音響整合層７は

、圧電素子３から離れるほど段階的に音響インピーダンスが低くなるように設計されている。

[0030] 実施の形態の超音波探触子１は、音響レンズ８を被検体の体表に接触させた状態で、図示しないパルサ等からの駆動電圧により複数の圧電素子３から発生した超音波を被検体内に送信し、被検体内の組織等で反射された超音波エコーを複数の圧電素子３で電気信号に変換し、得られた電気信号を外部の装置を用いて電気的に処理することによって超音波画像を生成するために使用される。

[0031] 圧電素子３で発生した超音波は、第１の音響整合層４、第２の音響整合層５、第３の音響整合層６、第４の音響整合層７および音響レンズ８を通って被検体内に送信される。また、被検体内から超音波探触子１に向かって伝搬される超音波エコーは、音響レンズ８、第４の音響整合層７、第３の音響整合層６、第２の音響整合層５および第１の音響整合層４を通って圧電素子３に入射し、入射された超音波エコーは圧電素子３で電気信号に変換される。

[0032] 超音波探触子１では、圧電素子３側から音響レンズ８側に向かって音響インピーダンスが徐々に低くなるように第１の音響整合層４～第４の音響整合層７の４層の音響整合層が配置されているため、例えば、圧電素子３から発せられる超音波の周波数が十分に高くなったとしても圧電素子３と音響レンズ８との間を超音波が透過しやすく、超音波画像の形成に用いられる超音波の周波数を広帯域化できる。

[0033] ここで、超音波画像の生成に用いられる超音波の周波数帯域は、圧電素子３のＺ方向の厚みに起因する共振周波数を含んでおり、例えば図３に模式的に示すように、感度によって周波数帯域Ａ１のように変化する。

[0034] 通常、周波数帯域Ａ１を広帯域化するために、複数の層の音響整合層を配置しようとすると、超音波探触子１が接触する被検体と圧電素子３との間の音響インピーダンスを整合させるために、特に圧電素子３の近傍に配置される音響整合層を、音響インピーダンスの高い材料で構成する必要がある。音響インピーダンスの高い材料で構成された音響整合層が１つの音響整合片で

構成され、そのＹ方向の幅が圧電素子３のＹ方向の幅とほぼ同一であると仮定すると、図３に示すように、音響整合層のＹ方向の幅に起因する共振周波数を含む周波数帯域Ａ２が圧電素子３の周波数帯域Ａ１と重なり合ってしまうことがある。

[0035] 被検体の筋構造および神経束等の微細な組織を観察するために高精細な超音波画像を生成する場合には、例えば－２０ｄＢの感度が使用されることが多いが、この感度において圧電素子３の周波数帯域Ａ１と、音響整合層のＹ方向の幅に起因する周波数帯域Ａ２とが重なり合うと、生成される超音波画像の画質が周波数帯域Ａ２に起因して悪化してしまう。

[0036] 本実施の形態における音響整合片４Ａは圧電素子３のＹ方向の幅よりも狭い幅Ｌ１を有しているため、音響整合片４Ａの幅Ｌ１に起因する共振周波数は、音響整合片４Ａが圧電素子３のＹ方向の幅と同一の幅を有すると仮定した場合の共振周波数よりも高い。そのため、音響整合片４Ａの幅Ｌ１を調整することにより、－２０ｄＢ等の高精細な超音波画像の生成に使用される感度において、音響整合片４Ａの幅Ｌ１に起因する共振周波数を圧電素子３の周波数帯域Ａ１における高周波数側の周波数よりも高くして、周波数帯域Ａ１に重ならない周波数帯域Ａ３を得ることができる。

[0037] また、Ｙ方向において音響整合片４Ａと隣接して配置された音響整合片４Ｂは、圧電素子３のＹ方向の幅よりも狭い幅Ｌ２を有しており、音響整合片４Ｂの幅Ｌ２に起因する共振周波数は、音響整合片４Ｂが圧電素子３のＹ方向の幅と同一の幅を有すると仮定した場合の共振周波数よりも高い。そのため、音響整合片４Ａと同様に、音響整合片４Ｂの幅Ｌ２を調整することにより、－２０ｄＢ等の高精細な超音波画像の生成に使用される感度において、音響整合片４Ｂの幅Ｌ１に起因する共振周波数を圧電素子３の周波数帯域Ａ１における高周波数側の周波数よりも高くして、周波数帯域Ａ１に重ならない周波数帯域を得ることができる。

[0038] このように、第１の音響整合層４は、圧電素子３のＹ方向の幅よりも狭い幅Ｌ１を有する音響整合片４Ａと、圧電素子３のＹ方向の幅よりも狭い幅Ｌ

２を有する音響整合片４Ｂにより構成されているため、音響インピーダンスが十分に高い材料により音響整合片４Ａおよび４Ｂが構成されていたとしても、超音波画像の生成に使用される感度において、圧電素子３の周波数帯域Ａ１と音響整合片４Ａの幅Ｌ１に起因する周波数帯域Ａ３とを互いに離し、圧電素子３の周波数帯域Ａ１と音響整合片４Ｂの幅Ｌ２に起因する周波数帯域とを互いに離すことができる。

[0039] 以上から、実施の形態の超音波探触子１によれば、第１の音響整合層４～第４の音響整合層７の複数の音響整合層を有し、第１の音響整合層４が、圧電素子３のＹ方向の幅よりも狭い幅Ｌ１を有する音響整合片４Ａと圧電素子３のＹ方向の幅よりも狭い幅Ｌ２を有する音響整合片４Ｂにより構成されているため、超音波画像の生成に用いられる周波数帯域Ａ１を広帯域化しつつ、高画質な超音波画像を得ることができる。

[0040] 次に、本発明の実施の形態に係る超音波探触子１を有する超音波診断装置１１について説明する。図４に示すように、超音波診断装置１１において、超音波探触子１に、送受信部１２、画像生成部１３、表示制御部１４およびモニタ１５が順次接続されている。また、送受信部１２、画像生成部１３および表示制御部１４に、装置制御部１６が接続されている。また、装置制御部１６に、入力装置１７が接続されている。また、装置制御部１６に、図示しないメモリが接続されている。

また、超音波診断装置１１は、超音波探触子１を含む超音波プローブ２１を備えている。また、送受信部１２、画像生成部１３、表示制御部１４および装置制御部１６により超音波診断装置１１用のプロセッサ２２が構成されている。

[0041] 送受信部１２は、装置制御部１６による制御の下で、超音波探触子１から超音波を送信し且つ超音波探触子１により取得された受信信号に基づいて音線信号を生成する。送受信部１２は、図５に示すように、超音波探触子１に接続されるパルサ３１と、超音波探触子１から順次直列に接続される増幅部３２、ＡＤ（Analog Digital）変換部３３、および、ビームフォーマ３４を

有している。

[0042] パルサ３１は、例えば、複数のパルス発生器を含んでおり、装置制御部１６からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、超音波探触子１の複数の圧電素子３から送信される超音波が超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号を、遅延量を調節して複数の圧電素子３に供給する。このように、圧電素子３の電極にパルス状または連続波状の電圧が印加されると、圧電素子３が伸縮し、それぞれの圧電素子３からパルス状または連続波状の超音波が発生して、それらの超音波の合成波から、超音波ビームが形成される。

[0043] 送信された超音波ビームは、例えば、被検体内の組織等において反射され、超音波プローブ２１の超音波探触子１に向かって伝搬する。超音波探触子１のそれぞれの圧電素子３は、このようにして超音波探触子１に向かって伝搬する超音波エコーを受信することにより伸縮して、電気信号である受信信号を発生させ、これらの受信信号を増幅部３２に出力する。

[0044] 増幅部３２は、超音波探触子１のそれぞれの圧電素子３から入力された信号を増幅し、増幅した信号をＡＤ変換部３３に送信する。ＡＤ変換部３３は、増幅部２４から送信された信号をデジタルの受信データに変換し、これらの受信データをビームフォーマ３４に送信する。ビームフォーマ３４は、装置制御部１６からの制御信号に応じて選択された受信遅延パターンに基づいて設定される音速または音速の分布に従い、ＡＤ変換部３３によりデジタルデータに変換された各受信データに対してそれぞれの遅延を与えて加算することにより、いわゆる受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、ＡＤ変換部３３で変換された各受信データが整相加算され且つ超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が取得される。

[0045] 画像生成部１３は、図６に示されるように、信号処理部３５、ＤＳＣ（Digital Scan Converter：デジタルスキャンコンバータ）３６および画像処理部３７が順次直列に接続された構成を有している。

信号処理部３５は、送受信部１２のビームフォーマ３４により生成された

音線信号に対し、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、被検体内の組織に関する断層画像情報であるＢモード画像信号を生成する。

[0046] ＤＳＣ３６は、信号処理部３５で生成されたＢモード画像信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスター変換）する。

画像処理部３７は、ＤＳＣ３６から入力されるＢモード画像信号に階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、Ｂモード画像信号を表示制御部１４に出力する。本発明では、画像処理部３７により画像処理が施されたＢモード画像信号を、単に、超音波画像と呼ぶ。

[0047] 表示制御部１４は、装置制御部１６の制御の下、画像生成部１３により生成された超音波画像に所定の処理を施して、超音波画像をモニタ１５に表示する。

モニタ１５は、表示制御部１４による制御の下、画像生成部１３により生成された超音波画像を表示するものであり、例えば、ＬＣＤ（Liquid Crystal Display：液晶ディスプレイ）、有機ＥＬディスプレイ（Organic Electroluminescence Display）等のディスプレイ装置を含む。

[0048] 装置制御部１６は、予め記憶している制御プログラム等に基づいて、超音波診断装置１１の各部の制御を行う。

入力装置１７は、ユーザが入力操作を行うためのものであり、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッドおよびタッチパネル等を備えて構成することができる。

[0049] 図示しないが、装置制御部１６に接続されるメモリは、超音波診断装置１１の制御プログラム等を記憶するものであり、メモリとしては、フラッシュメモリ、ＨＤＤ（Hard Disc Drive：ハードディスクドライブ）、ＳＳＤ（Solid State Drive：ソリッドステートドライブ）、ＦＤ（Flexible Disc：フレキシブルディスク）、ＭＯディスク（Magneto-Optical disc：光磁気ディスク）、ＭＴ（Magnetic Tape：磁気テープ）、ＲＡＭ（Random Access Memory：ランダムアクセスメモリ）、ＣＤ（Compact Disc：コンパクトディスク

）、ＤＶＤ（Digital Versatile Disc：デジタルバーサタイルディスク）、ＳＤカード（Secure Digital card：セキュアデジタルカード）、ＵＳＢメモリ（Universal Serial Bus memory：ユニバーサルシリアルバスメモリ）等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

[0050] なお、送受信部１２、画像生成部１３、表示制御部１４および装置制御部１６を有するプロセッサ２２は、ＣＰＵ（Central Processing Unit：中央処理装置）、および、ＣＰＵに各種の処理を行わせるための制御プログラムから構成されるが、ＦＰＧＡ（Field Programmable Gate Array：フィードプログラマブルゲートアレイ）、ＤＳＰ（Digital Signal Processor：デジタルシグナルプロセッサ）、ＡＳＩＣ（Application Specific Integrated Circuit：アプリケーションスペシフィックインテグレイテッドサーキット）、ＧＰＵ（Graphics Processing Unit：グラフィックスプロセッシングユニット）、その他のＩＣ（Integrated Circuit：集積回路）を用いて構成されてもよく、もしくはそれらを組み合わせて構成されてもよい。

[0051] また、プロセッサ２２の送受信部１２、画像生成部１３、表示制御部１４および装置制御部１６は、部分的にあるいは全体的に１つのＣＰＵ等に統合させて構成されることもできる。

[0052] 本発明の実施の形態における超音波診断装置１１は、本発明の実施の形態に係る超音波探触子１を備えているため、送受信部１２により超音波探触子１から被検体に送信される超音波の周波数帯域と、超音波探触子１で受信される超音波の周波数帯域を広帯域化しつつ、高画質な超音波画像を得ることができる。

[0053] なお、図１に示すように、隣り合う圧電素子３間、隣り合う第１の音響整合層４間、隣り合う第２の音響整合層５間、隣り合う第３の音響整合層６間および隣り合う第４の音響整合層７間に充填される充填剤ＳＰとして、例えば、モメンティブ社製ＲＴＶ６３０等のシリコン樹脂、エポキシテクノロジー社製ＥｐｏｔｅＫ３１０Ｍ等のエポキシ樹脂、ウレタン樹脂等が使用され得る。

[0054] また、第１の音響整合層４において互いに隣接して配置された音響整合片４Ａと音響整合片４Ｂとの間は、充填剤ＳＰと同様の充填剤で充填され得る。これにより、何らかの原因により音響整合片４Ａと音響整合片４Ｂが接触してしまうこと等が防止され、より安定して音響整合片４Ａおよび４Ｂが配置され得る。

[0055] また、第１の音響整合層４～第４の音響整合層７を構成する材料は、特に限定されるものではないが、例えば、エポキシ樹脂またはウレタン樹脂等の樹脂材料に、金属の微粒子、金属酸化物の微粒子またはセラミックの微粒子を、ＴＨＩＮＫＹ社製泡取り練太郎ＡＲＶ－３１０Ｐ等の真空脱泡ミキサまたは遊星式のミキサ等で混錬した材料が用いられ得る。この場合に、樹脂材料に混錬される微粒子の総数を調整することで、完成した材料中の音速を調整できる。

[0056] 微粒子の材料としては、例えば、鉄、タングステン、アルミナ、ジルコニアまたはシリカ等が用いられ得る。微粒子は、第１の音響整合層４～第４の音響整合層７中の超音波の減衰を低減するために、０．０１μｍ以上１００．００μｍ以下の直径を有することが好ましく、０．１０μｍ以上１０．００μｍ以下の直径を有することがより好ましい。

[0057] また、音響整合片４Ａの幅方向の共振周波数すなわち幅Ｌ１に起因する共振周波数は、例えば高精細な超音波画像を得るために、－２０ｄＢの感度において圧電素子３の周波数帯域Ａ１の高周波数側の周波数よりも高いことが説明されているが、圧電素子３の厚み方向の共振周波数の振幅値の少なくとも半値をとる周波数帯域における高周波数側の周波数よりも高ければ、画質を低下させることなく高精細な超音波画像を得ることができる。また、音響整合片４Ａの幅Ｌ１に起因する共振周波数が、圧電素子３の厚み方向の共振周波数の振幅の１／１０の値をとる周波数帯域における高周波数側の周波数よりも高いことが、画質を低下させることなく高精細な超音波画像を得る観点において、より好ましい。

[0058] 音響整合片４Ｂの幅Ｌ２に起因する共振周波数についても、音響整合片４

Ａの幅Ｌ１に起因する共振周波数と同様に、圧電素子３の厚み方向の共振周波数の振幅値の少なくとも半値をとる周波数帯域における高周波数側の周波数よりも高いことが好ましく、圧電素子３の厚み方向の共振周波数の振幅の１／１０の値をとる周波数帯域における高周波数側の周波数よりも高いことがより好ましい。

[0059] また、高精細な超音波画像を生成する場合でなく、－６ｄＢ等の、通常の超音波画像を生成する場合に使用される感度においても、高画質な超音波画像を得るために、音響整合片４Ａの幅Ｌ１に起因する共振周波数と音響整合片４Ｂの幅Ｌ２に起因する共振周波数は、圧電素子３の厚み方向の周波数帯域Ａ１の高周波数側の周波数よりも高いことが好ましい。

[0060] また、第１の音響整合層４の音響整合片４Ａの幅Ｌ１と音響整合片４Ｂの幅Ｌ２は、互いに同一の長さを有することができるが、互いに異なる長さを有することもできる。この場合でも、音響整合片４Ａの幅Ｌ１と音響整合片４Ｂの幅Ｌ２は、圧電素子３のＹ方向の幅よりも狭いため、音響整合片４Ａの幅Ｌ１に起因する共振周波数と音響整合片４Ｂの幅Ｌ２に起因する共振周波数を、圧電素子３の周波数帯域Ａ１の高周波数側の周波数よりも高くできる。

[0061] また、第１の音響整合層４が２つの音響整合片４Ａおよび４Ｂにより構成されることが説明されているが、第１の音響整合層４は、Ｙ方向に並んで配置された３つ以上の音響整合片を有することもできる。第１の音響整合層４が３つ以上の音響整合片を有している場合には、第１の音響整合層４が２つの音響整合片４Ａおよび４Ｂを有している場合と比べて、それぞれの音響整合片のＹ方向の幅を狭くできるため、それぞれの音響整合片のＹ方向の幅に起因する共振周波数を、圧電素子３の周波数帯域Ａ１の高周波数側の周波数よりも、さらに高くできる。

[0062] また、第１の音響整合層４は、例えば図７に示すように、Ｙ方向およびＸ方向にそれぞれ配列された複数の音響整合片から構成されることもできる。図７の例では、第１の音響整合層４１は、四角柱形状の複数の音響整合片４

１Ａを有している。複数の音響整合片４１Ａは、Ｘ方向およびＹ方向にそれぞれ隙間を介して配置されている。

[0063] また、複数の音響整合片４１Ａ間の隙間は、充填剤ＳＰと同様の充填剤で埋められることができる。

[0064] また、例えば図８に示すように、第１の音響整合層４２は、円柱形状を有する複数の音響整合片４２Ａにより構成されることもできる。

図７および図８では、音響整合片４１Ａおよび４２Ａの形状として、四角柱形状および円柱形状が例示されているが、正多角柱等の任意の柱形状の音響整合片が使用されてもよく、正多角錐または円錐等の任意の錐形状の音響整合片が使用されてもよい。このような形状を有する音響整合片は、例えば、エッチング等の技術により形成されることができる。

[0065] また、第１の音響整合層４、４１および４２を構成する音響整合片の数は、音響整合片のＹ方向の幅が圧電素子３のＹ方向の幅よりも狭ければ、特に限定されるものではない。

[0066] また、第１の音響整合層４、４１および４２の複数の音響整合片は、＋Ｚ方向から見た場合に、例えば、図９～図１１に示すようなパターンを有するように配列されていてもよい。図９に示す例では、複数の四角柱形状の音響整合片５１がＸ方向において互い違いにずれて配置されている。図１０に示す例では、複数の正三角柱形状の音響整合片５２がＸＹ面内で最密充填されるように配列されている。図１１に示す例では、複数の正六角柱形状の音響整合片５３がＸＹ面内で最密充填されるように配列され、いわゆるハニカム形状のパターンが形成されている。

[0067] また、超音波探触子１のＹ方向に配列されている複数の第１の音響整合層４、４１または４２のうち、第１の音響整合層４、４１または４２毎に、複数の音響整合片のＹ方向の幅の合計値を変化させるように設計できる。これにより、Ｙ方向において、超音波探触子１から発せられる超音波の音速を局所的に調節できる。これにより、超音波探触子１の音響的な設計を多種多様に行うことが可能である。

[0068] また、超音波探触子１のＸ方向の中央部に位置する第１の音響整合層４、４１および４２ほど複数の音響整合片をＸ方向に比較的密に配置し、超音波探触子１のＸ方向の両端部に位置する第１の音響整合層４、４１および４２ほど複数の音響整合片をＸ方向に比較的疎に配置することもできる。これにより、いわゆるアポダイゼーションの手法のように、超音波探触子１のＸ方向の両端部から発せられる超音波ビームの発射を抑制して超音波ビームを絞り、超音波探触子１のＸ方向の中央部から外れた方向に超音波ビームが発射されるいわゆるサイドローブを低減できる。

[0069] また、第１の音響整合層４～第４の音響整合層７のうち、第１の音響整合層４のみが複数の音響整合片により構成されることが説明されているが、第１の音響整合層４～第４の音響整合層７の少なくとも１つが複数の音響整合片により構成されることもできる。しかしながら、圧電素子３の最も近傍に位置する第１の音響整合層４は、第２の音響整合層５～第４の音響整合層７よりも音響インピーダンスの高い材料で構成されるため、第１の音響整合層４が複数の音響整合片により構成されることが、高画質な超音波画像を得る観点から、最も好ましい。

[0070] また、超音波探触子１は、第１の音響整合層４～第４の音響整合層７の４つの音響整合層を有することが説明されているが、５つ以上の音響整合層を有することもできる。超音波探触子１が多くの音響整合層を持つほど、圧電素子３に近い位置に配置される音響整合層を音響インピーダンスの高い材料で構成する必要があるため、音響整合層を１つの音響整合片で構成すると、音響整合片のＹ方向の幅に起因する共振周波数が、圧電素子３の周波数帯域Ａ１に近づきやすくなると考えられる。本発明の超音波探触子１は、音響整合片のＹ方向の幅を圧電素子３のＹ方向の幅よりも狭くすることで、圧電素子３の周波数帯域Ａ１と音響整合片のＹ方向の幅に起因する周波数帯域を互いに離すことができるため、超音波探触子１が多くの音響整合層を持つほど有用である。

[0071] また、送受信部１２は、プロセッサ２２に含まれることが説明されている

が、電気回路により構成されることもできる。

また、送受信部１２は、超音波プローブ２１に含まれていてもよい。

このように、送受信部１２が電気回路により構成されている場合でも、超音波プローブ２１に含まれる場合でも、本発明の実施の形態における超音波診断装置１１は、本発明の実施の形態に係る超音波探触子１を備えているため、送受信部１２により超音波探触子１から被検体に送信される超音波の周波数帯域と、超音波探触子１で受信される超音波の周波数帯域を広帯域化しつつ、高画質な超音波画像を得ることができる。

符号の説明

[0072] １　超音波探触子、２　バッキング材、３　圧電素子、４，４１，４２　第１の音響整合層、４Ａ，４Ｂ，４１Ａ，４２Ａ，５１，５２，５３　音響整合片、５　第２の音響整合層、６　第３の音響整合層、７　第４の音響整合層、８　音響レンズ、１１　超音波診断装置、１２　送受信回路、１３　画像生成部、１４　表示制御部、１５　モニタ、１６　装置制御部、１７　入力装置、２１　超音波プローブ、２２　プロセッサ、３１　パルサ、３２　増幅部、３３　ＡＤ変換部、３４　ビームフォーマ、３５　信号処理部、３６　ＤＳＣ、３７　画像処理部、Ａ１，Ａ２，Ａ３　周波数帯域、Ｌ１，Ｌ２　幅、ＳＰ　充填剤。

請求の範囲

[請求項1] 複数の圧電素子がバッキング材の上に配列方向に沿って配列された超音波探触子であって、

それぞれの前記圧電素子の上に積層された複数の音響整合層を備え、

前記複数の音響整合層のうち少なくとも１つの音響整合層は、前記圧電素子の前記配列方向の幅よりも狭い幅を有する少なくとも１つの音響整合片からなる超音波探触子。

[請求項2] 前記少なくとも１つの音響整合層は、前記複数の音響整合層のうち前記圧電素子に最も近接する音響整合層である請求項１に記載の超音波探触子。

[請求項3] 前記複数の音響整合層は、前記圧電素子から離れるほど段階的に音響インピーダンスが低くなる、４層以上の音響整合層からなる請求項１または２に記載の超音波探触子。

[請求項4] 前記音響整合片の幅方向の共振周波数は、前記圧電素子の厚み方向の共振周波数の振幅値の少なくとも半値をとる周波数帯域における高周波数側の周波数より高い請求項１～３のいずれか一項に記載の超音波探触子。

[請求項5] 前記音響整合片の幅方向の共振周波数は、前記圧電素子の厚み方向の共振周波数の振幅値の１／１０の値をとる周波数帯域における高周波数側の周波数より高い請求項４に記載の超音波探触子。

[請求項6] 前記少なくとも１つの音響整合層は、前記配列方向に配列された複数の前記音響整合片からなる請求項１～５のいずれか一項に記載の超音波探触子。

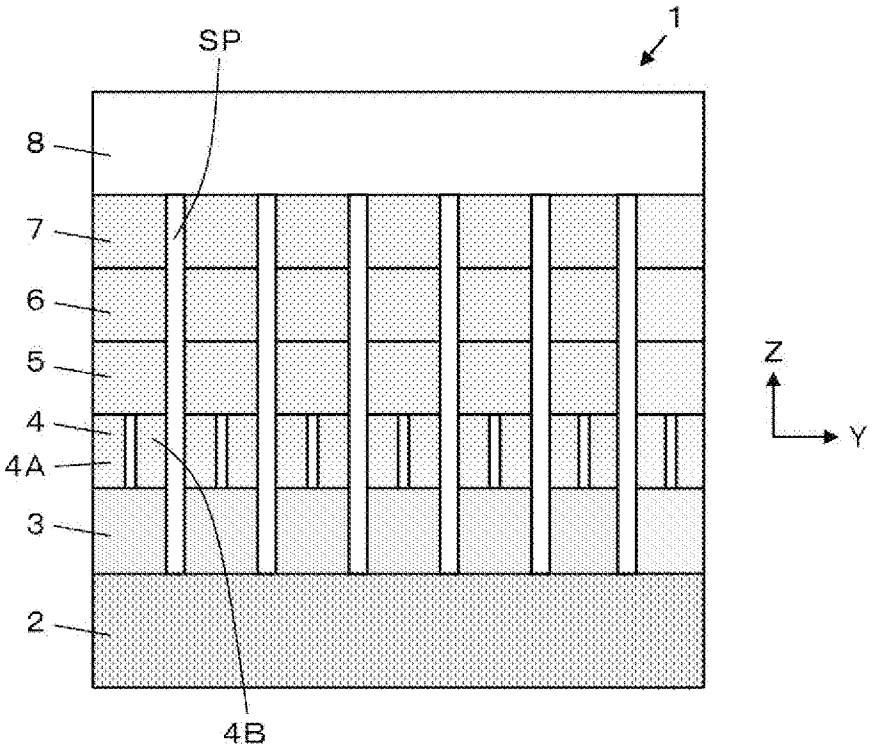
[請求項7] 前記少なくとも１つの音響整合層は、前記配列方向および前記配列方向に直交する方向にそれぞれ配列された複数の前記音響整合片からなる請求項６に記載の超音波探触子。

[請求項8] 前記音響整合片は、前記複数の音響整合層の積層方向に延びる多角

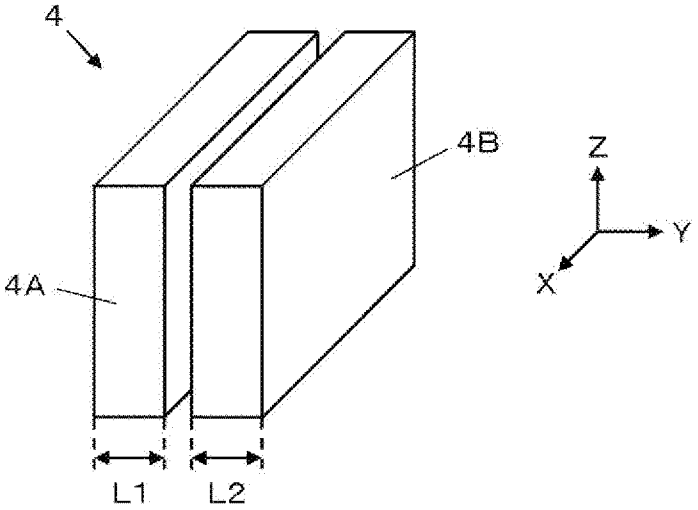
柱、円柱、多角錐および円錐のいずれかの形状を有する請求項７に記載の超音波探触子。

[請求項9] 前記複数の前記音響整合片の間に樹脂からなる充填剤が配置されている請求項６～８のいずれか一項に記載の超音波探触子。

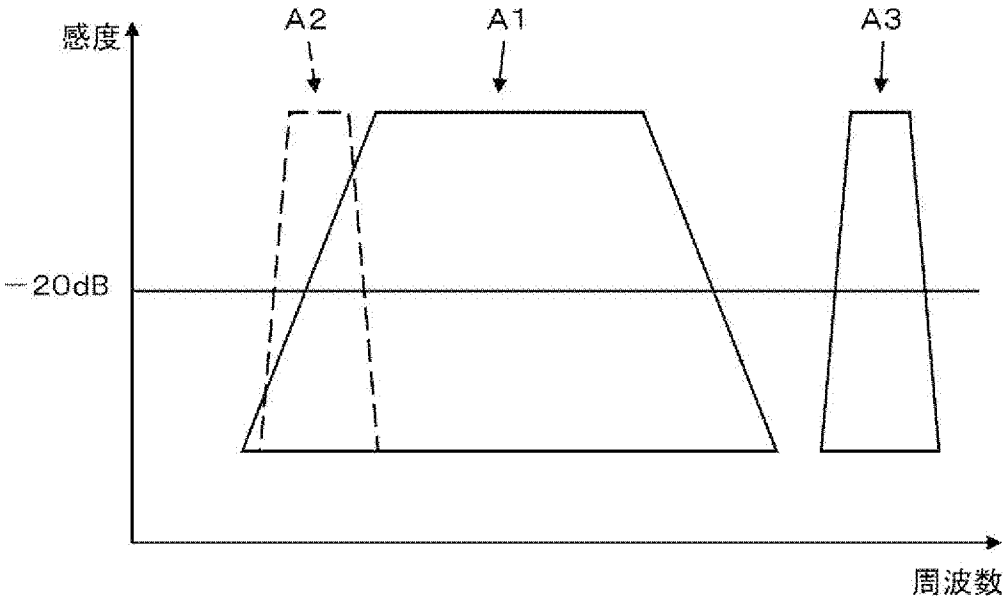
[図1]



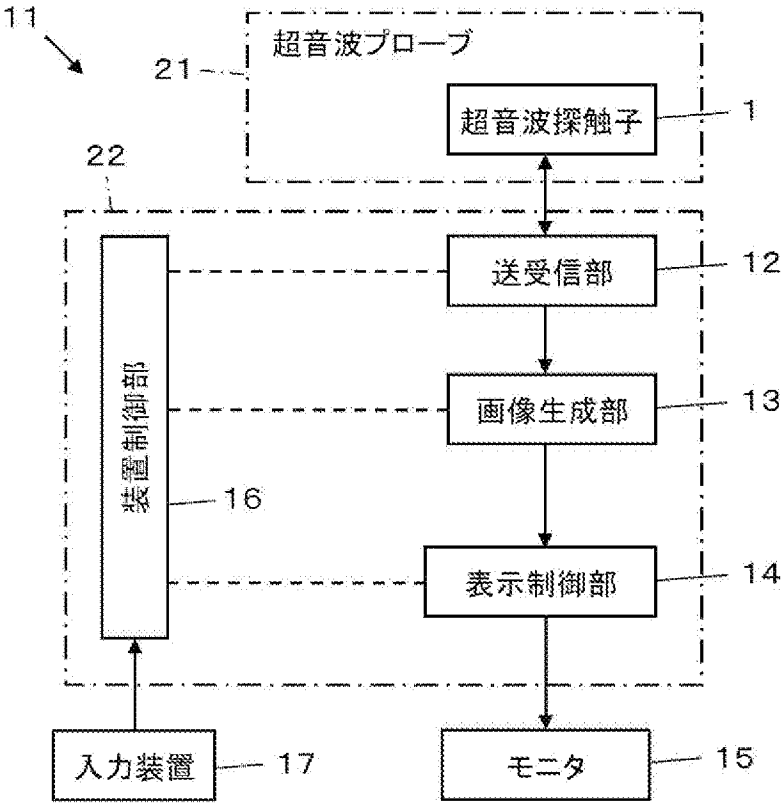
[図2]



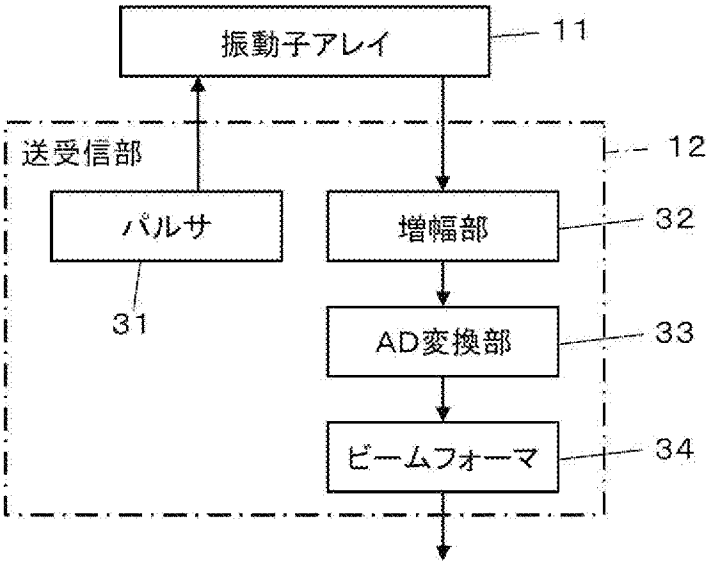
[図3]



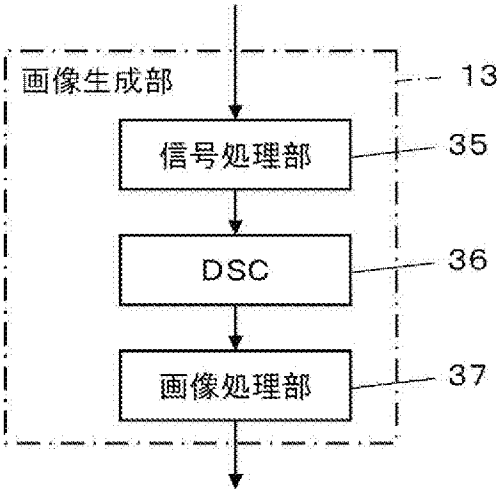
[図4]


11
超音波プローブ
21
超音波探触子
1
22
送受信部
12
装置制御部
画像生成部
13
16
表示制御部
14
入力装置
17
モニタ
15

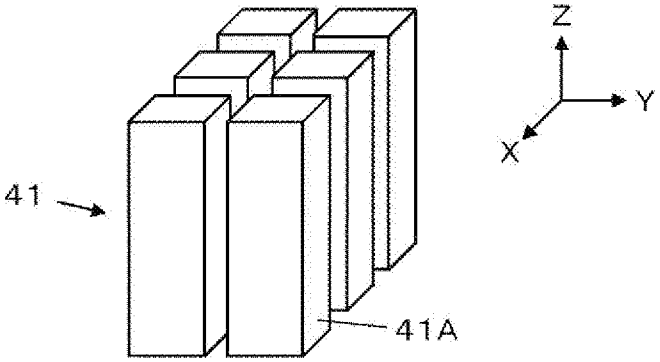
[図5]


振動子アレイ
11
送受信部
12
パルサ
31
増幅部
32
AD変換部
33
ビームフォーマ
34

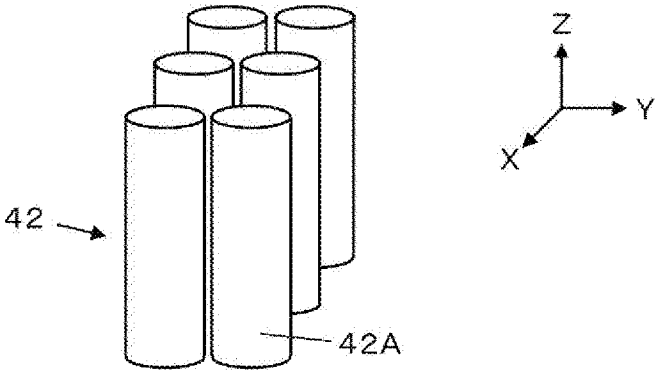
[図6]


画像生成部
13
信号処理部
35
DSC
36
画像処理部
37

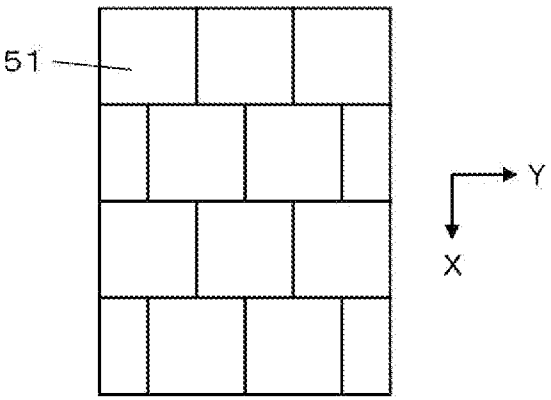
[図7]



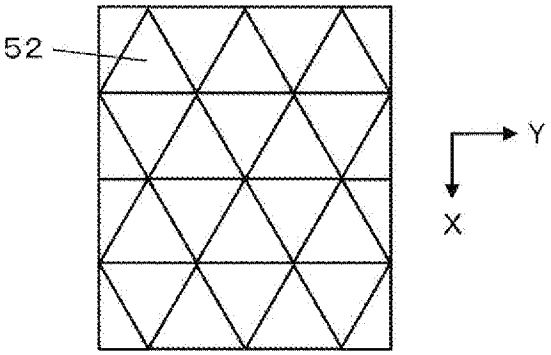
[図8]



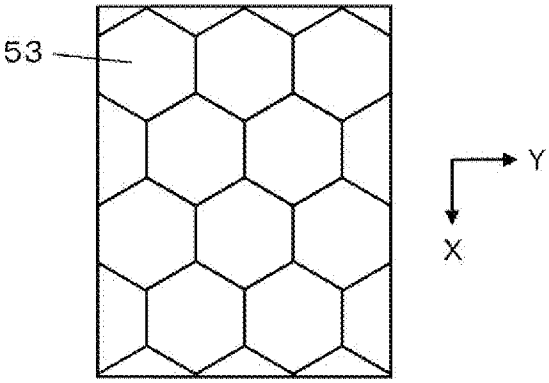
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2022/006899

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

H04R 17/00(2006.01)i; ***A61B 8/00***(2006.01)i
FI: A61B8/00; H04R17/00 330J; H04R17/00 332B

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

H04R17/00; A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2022
Registered utility model specifications of Japan 1996-2022
Published registered utility model applications of Japan 1994-2022

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2006-270725 A (TOSHIBA CORP) 05 October 2006 (2006-10-05) paragraphs [0020]-[0054], fig. 1-5	1
Y	JP 11-155857 A (HITACHI MEDICAL CORP) 15 June 1999 (1999-06-15) paragraphs [0009]-[0025], fig. 1-13	1-9
Y	JP 2005-64623 A (OOKUSONIKKU KK) 10 March 2005 (2005-03-10) paragraphs [0002]-[0041], fig. 1-13	1-9
Y	JP 2020-175049 A (KONICA MINOLTA INC) 29 October 2020 (2020-10-29) paragraphs [0027]-[0133], fig. 1-17	3-9

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☑ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
16 March 2022	**17 May 2022**
Name and mailing address of the ISA/JP **Japan Patent Office (ISA/JP)** **3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915** **Japan**	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2022/006899

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP 2006-270725 A	05 October 2006	(Family: none)	
JP 11-155857 A	15 June 1999	US 6225729 B1 column 4, line 1 to column 7, line 67, fig. 1-13	
JP 2005-64623 A	10 March 2005	(Family: none)	
JP 2020-175049 A	29 October 2020	(Family: none)	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2022/006899

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

H04R 17/00(2006.01)i; A61B 8/00(2006.01)i
FI: A61B8/00; H04R17/00 330J; H04R17/00 332B

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

H04R17/00; A61B8/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０２２年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２２年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２２年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー*	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
X	JP 2006-270725 A (株式会社東芝) 05.10.2006 (2006-10-05) [0020]-[0054], 図1-5	1
Y	JP 11-155857 A (株式会社日立メディコ) 15.06.1999 (1999-06-15) [0009]-[0025], 図1-13	1-9
Y	JP 2005-64623 A (株式会社 オークソニック) 10.03.2005 (2005-03-10) [0002]-[0041], 図1-13	1-9
Y	JP 2020-175049 A (コニカミノルタ株式会社) 29.10.2020 (2020-10-29) [0027]-[0133], 図1-17	3-9

☐ Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☑ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー
"A" 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
"E" 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
"L" 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
"O" 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
"P" 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
"T" 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
"X" 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
"Y" 特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
"&" 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
16.03.2022	17.05.2022

名称及びあて先
日本国特許庁(ISA/JP)
〒100-8915
日本国
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

権限のある職員（特許庁審査官）
永田　浩司 2U 6004
電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
PCT/JP2022/006899

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2006-270725 A	05.10.2006	（ファミリーなし）	
JP 11-155857 A	15.06.1999	US 6225729 B1 第4欄第1行-第7欄第67行, FIGs.1-13	
JP 2005-64623 A	10.03.2005	（ファミリーなし）	
JP 2020-175049 A	29.10.2020	（ファミリーなし）	