

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 360571

(P2002 - 360571A)

(43)公開日 平成14年12月17日(2002.12.17)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ド* (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
B 0 6 B 1/06		B 0 6 B 1/06	Z 4 C 3 0 1
G 0 1 N 29/24	502	G 0 1 N 29/24	502 5 D 0 1 9
H 0 4 R 17/00	330	H 0 4 R 17/00	330 H 5 D 1 0 7
	332		332 Y

審査請求 未請求 請求項の数 20 L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2001 - 172540(P2001 - 172540)

(22)出願日 平成13年6月7日(2001.6.7)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 大澤 孝也

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式

会社日立メディコ内

(72)発明者 佐野 秀造

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式

会社日立メディコ内

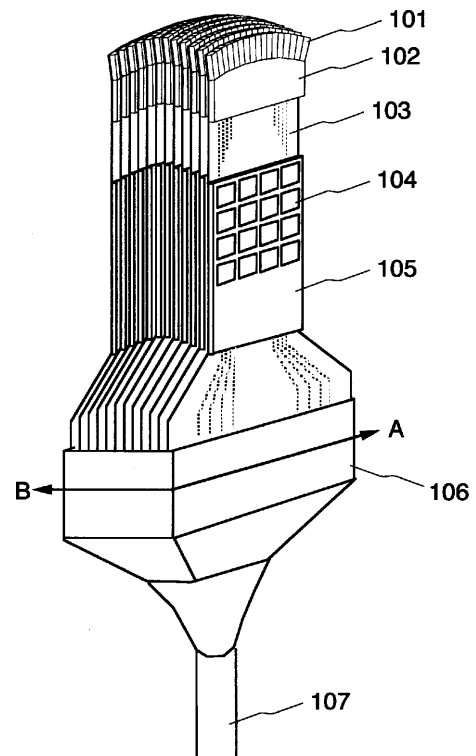
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波探触子及びそれを用いた超音波装置

(57)【要約】

【課題】 小型、軽量化を図りつつ任意形状に収束した超音波ビームを送受波して3次元走査を行うことが可能な超音波探触子及び超音波装置を提供すること。

【解決手段】 超音波を送受波する振動子素子の側面部に電極が配置された複数の振動子素子を2次元方向に配列してなり超音波信号を収集する超音波探触子において、前記電極の配置位置が前記振動子素子の2次元配列の一方に平行な中心線に対して対称に配列され、前記振動子素子が前記一方とこれに直交する他の方向のそれぞれについて超音波の送波方向に対して凸形の円弧状に配列された。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波を送受波する振動子素子の側面部に電極が配置された複数の振動子素子を 2 次元方向に配列してなり超音波信号を収集する超音波探触子において、

前記電極の配置位置が前記振動子素子の 2 次元配列の一方に平行な中心線に対して対称に配列され、前記振動子素子が前記一方とこれに直交する他の方向のそれぞれについて超音波の送波方向に対して凸形の円弧状に配列されたことを特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】 被検体に超音波を送受波する超音波探触子と、該探触子で収集した超音波信号を用いて被検体内部の診断部位の超音波画像を得て表示する装置本体と有する超音波装置において、

前記超音波探触子として、前記請求項 1 に記載の超音波探触子を用い、該超音波探触子と前記装置本体との間で振動子素子の選択データ及び収集した超音波信号を入出力して接続するデータ伝達部とを設けたことを特徴とする超音波装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波探触子及びそれを用いた超音波装置に関し、特に、超音波を送受波する探触子の S/N 向上技術に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来の超音波探触子で超音波ビームを送受波して 3 次元走査を行い、3 次元データを収集するには、例えば 64 × 64 個の振動子素子を 2 次元方向に配列した超音波探触子を用い、その内の特定素子を超音波の送波及び受波に用いて電子走査により 3 次元データを 30 収集するものがあつた。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】本発明者は、前記従来技術を検討した結果、以下の問題点を見いだした。従来の超音波探触子では、2 次元配列の振動子素子の内特定の素子だけを送波及び受波に用いて電子走査するため、3 次元データの収集パターンが一義的に決まってしまう、任意パターンの 3 次元データを収集できないものであつた。また、特定素子といつても 500 個位の振動子素子が必要となり、各振動子素子毎に接続するケーブル 40 の本数が非常に多くなってしまうものであつた。そして、超音波の送波及び受波に用いる振動子素子の増大に対応して、装置本体の整相規模も大きくしなければならなかつた。

【0004】また、従来の超音波探触子では、各振動子素子が 1 次元配列の振動子素子と同様の構成となつていたために、振動子素子を構成する圧電材料に超音波信号を供給すると共に圧電材料で検出される受波信号を出力する信号線が圧電材料すなわち振動子素子の側面部に配置される構成となつていた。この 1 次元配列の超音波 50

探触子では、その短軸方向長さがほぼ振動子素子の短軸方向長さとなつており、その長さは振動子素子の長軸方向長さの数倍から十数倍となつていた。このために、1 次元配列の振動子素子ではその側面部に配置される信号線による送受波特性への影響を勘案する必要がなかつたが、2 次元配列の振動子素子では短軸方向にも複数の振動子素子を配列する必要があるため、各振動子素子の短軸方向長さが小さくなり、信号線による影響を考慮する必要があつた。

10 【0005】本発明の目的は、小型、軽量化を図りつつ任意形状に収束した超音波ビームを送受波して 3 次元走査を行うことが可能な超音波探触子及び超音波装置を提供することにある。

【0006】本発明の他の目的は、振動子素子の側面に配置される信号線が超音波探触子の送受波特性に与える影響を低減することが可能な超音波探触子及び超音波装置を提供することにある。

20 【0007】本発明の前記ならびにその他の目的と新規な特徴は、本明細書の記述及び添付図面によって明らかになるであろう。

【0008】

【課題を解決するための手段】本願において開示される発明のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、下記のとおりである。

【0009】(1) 超音波を送受波する振動子素子の側面部に電極が配置された複数の振動子素子を 2 次元方向に配列してなり超音波信号を収集する超音波探触子において、前記電極の配置位置が前記振動子素子の 2 次元配列の一方に平行な中心線に対して対称に配列され、前記振動子素子が前記一方とこれに直交する他の方向のそれぞれについて超音波の送波方向に対して凸形の円弧状に配列された。

【0010】(2) 前述した(1)に記載の超音波探触子において、前記中心線が複数設定される。

【0011】(3) 前述した(1)に記載の超音波探触子において、前記中心線は前記振動子素子の 2 次元配列の一方に平行であり、該一方の中心に設定される。

【0012】(4) 2 次元に配列された超音波を送受波する振動子素子の短軸方向の側面部の 1 つ又は双方に電極へ接続する信号基板を接続する。

【0013】(5) 前述した(1)乃至(4)の内の何れかに記載の超音波装置において、前記 2 次元配列の振動子素子の各素子には、超音波の送受波を行う振動子素子を任意に選択する選択スイッチを設けた。

【0014】(6) 前述した(5)に記載の超音波装置において、前記素子選択スイッチの制御により、任意の振動子素子を選択して超音波送受波の任意形状の口径を形成し、該口径から任意形状に収束した超音波ビームを送受波して 3 次元に走査する。

【0015】(7) 被検体に超音波を送受波する超音波

探触子と、該探触子で収集した超音波信号を用いて被検体内部の診断部位の超音波画像を得て表示する装置本体と有する超音波装置において、前記超音波探触子として、前記(1)乃至(6)の何れかに記載の超音波探触子を用い、該超音波探触子と前記装置本体との間で振動子素子の選択データ及び収集した超音波信号を入出力して接続するデータ伝達部とを設けた。

【0016】

【発明の実施の形態】以下、本発明について、発明の実施の形態(実施例)とともに図面を参照して詳細に説明する。なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【0017】図1は本発明の実施の形態1の超音波探触子の概略構成を説明するための図であり、101は振動子素子、102は音響減衰材、103はパターン基板、104は素子選択スイッチ、105はスイッチ搭載基板、106は第1のコネクタ、107はケーブルを示す。ただし、図1に示すAは超音波探触子の長軸方向を示すA軸、Bは超音波探触子の短軸方向を示すB軸である。また、図1は実施の形態1の超音波探触子の内部構造が見えるようにした斜視図である。

【0018】図1に示すように、実施の形態1の超音波探触子は、複数の振動子素子101を2次元方向に配列してなり、この振動子素子101で超音波信号を送受信するものである。この振動子素子101は、当該振動子素子101の2次元配列の一方である長軸方向(図1中にAで示す)と、この長軸方向Aに直交する他の方向である短軸方向(図1中にBで示す)とのそれぞれについて超音波の送波方向に対して凸形の円弧状に並ぶ配列とされている。

【0019】この振動子素子101の並びは、例えば、長軸方向Aに192個の振動子素子101が配列されており、各振動子素子101の送受信面となる先端面が超音波の送波方向に対して凸形となる円弧状の軌跡を描くように位置決めされた配列とされ、いわゆるコンベックス型に配列されている。この場合は、各振動子素子101の中心軸が外方に向けて放射状に配向しており、各々の振動子素子101が長軸方向Aの円弧状軌跡(以下、長軸整列軌跡と記す)の法線方向に向いて並んでいる。従って、各振動子素子101の超音波送受信の高感度方向が長軸整列軌跡の法線方向を向くこととなり、特に振動子素子列の両側部分の受信感度を向上できる。

【0020】一方、短軸方向Bに配列された複数の振動子素子101の並びは、例えば、64個の振動子素子101が配列されており、各振動子素子101の送受信面が超音波の送波方向に対して凸形となる円弧状の軌跡を描くように位置決めされた配列とされ、いわゆるコンベックス型に配列されている。この場合は、各振動子素子の中心軸が平行に配向しており、中心の振動子素子を除

いた両側部分の振動子素子101が短軸方向Bの円弧状軌跡(以下、短軸整列軌跡と記す)の法線方向から傾斜することとなる。

【0021】各振動子素子101は、薄いポリイミド樹脂へパターン印刷を施したパターン基板103を介してスイッチ搭載基板105に配設された素子選択スイッチ104に接続されている。この素子選択スイッチ104は、超音波の送受信を行う振動子素子101を任意に選択するものであり、2次元配列される複数の振動子素子101の各素子に対応して設けられている。この素子選択スイッチ104は、例えば周知のクロスポイントスイッチからなり、外部から入力される選択データに基づいて、図示しないシフトレジスタとパラレルラッチとデコーダとからなる制御部が素子選択スイッチ104を制御することによって、実際に超音波の送受信を行う振動子素子101を任意に選択する構成となっている。

【0022】そして、ケーブル107と第1のコネクタ106とを介して図示しない診断装置本体側から素子選択スイッチ104を制御することによって、超音波の送受信に係わるすなわち超音波送受信を行う振動子素子101を任意に選択し所望形状の口径が形成される。この口径によって超音波ビームを送受信して3次元的な走査を実現する。このとき、実施の形態1の超音波探触子では、ケーブル107としては、最低限、1回の送受信を行う際に、超音波の送受信を行うために駆動される振動子素子101分の本数があれば良く、超音波探触子を小型化でき、さらに軽量化できる。

【0023】図2は実施の形態1の超音波探触子における超音波ビームの送受信動作を説明するための図であり、201は素子束ねリング(口径)、202はビーム走査領域を示す。

【0024】素子選択スイッチ104の制御によって、2次元配列上の所定アドレスに位置する振動子素子101が選択されと超音波送受信の任意形状の口径201が形成され、この口径201から収束した超音波ビームが送受信され、口径201の順次移動と送受信を繰り返すことにより被検体内の走査領域が3次元に走査される。図2から明らかなように、長軸方向Aに $n=192$ 個、短軸方向Bに $m=64$ 個配列された2次元配列の振動子素子101の内から素子選択スイッチ104の制御によって任意の振動子素子101が複数個選択される。選択される振動子素子101は、例えば、複数の同心円を成す各円が共通接続(素子束ね)されたフレネルリングが形成される、いわゆるフレネルリング分割アニュラレイにより口径201が形成される。なお、レイの形状については、フレネルリング分割アニュラレイのほか、等分割アニュラレイやその他の形状でもよいことはいうまでもない。

【0025】さらに、素子選択スイッチ104の切り換えにより、フレネルリングからなる口径201を探触子

面上で矢印C, Dで示す方向に順次移動させて超音波ビームを送受波してビーム走査領域202に相当する所定範囲を走査し、3次元データを取り込むことができる。なお、口径201の形状は、同心円状に素子束ねしたフレネルリングに限らず、素子選択スイッチ104の切り換えにより、例えば楕円、矩形状、その他の任意形状にしてもよいことはいうまでもない。この場合、その口径201からは任意形状に収束した超音波ビームが送受波されることとなる。

【0026】図3は実施の形態1の超音波探触子における振動子素子の長軸方向の1列分の概略構成を説明するための図であり、図4は実施の形態1の超音波探触子における振動子素子の短軸方向の1列分の概略構成を説明するための図である。

【0027】図3及び図4において、301はパターン基板、302は半田パッド、303はグランド電極パターン、304は信号電極パターン、305は切断線、306はマッチング層、307は圧電材料、308は音響減衰材、309はグランド電極、310は信号電極、401は短軸整列軌跡、402は中心線、403は半田を示す。

【0028】図3及び図4に示すように、実施の形態1の振動子素子101における長軸方向Aの1列分の構造は、圧電材料307の上部すなわち超音波の送受波側にはグランド電極309が固定され、下部すなわち超音波の送受波側と対向する側には信号電極310が固定されている。このグランド電極309の上部には、第1のマッチング層306aと第2のマッチング層306bとからなるマッチング層306が固定され、信号電極310の下部には音響減衰材308が固定されている。

【0029】また、図3から明らかなように、上下部にマッチング層306と音響減衰材308とが固定された圧電材料307は予め薄い板状に切断され、側面に露出したグランド電極309及び信号電極310には、パターン基板301が半田パッド302を介して半田付けされ固定される。このパターン基板301には、グランド電極パターン303及び信号電極パターン304が形成されており、半田パッド302を介してグランド電極309あるいは信号電極310に接続されている。特に、実施の形態1の振動子素子101では、パターン基板301が固定された状態で、圧電材料307等の全体を2点鎖線で示す切断線305に沿って切断分離することによって、1個ずつの振動子素子101が形成される。なお、圧電材料307の全体を切断線305に沿って切断分離するのは、パターン基板301の半田付けによる固定の前に行い、個々の振動子素子101をパターン基板301のグランド電極パターン303及び信号電極パターン304に合わせて配列してもよいことはいうまでもない。

【0030】実施の形態1の振動子素子101における

短軸方向Bの1列分の構造は、図4に示すように、各振動子素子101の先端面が超音波の送波方向に対して凸形となる円弧状の軌跡である短軸整列軌跡401を描くように配列される。ただし、各振動子素子101の中心軸が平行に配向しており、両側部分の振動子素子101が短軸方向Bの短軸整列軌跡401の法線方向から傾斜する構造となることは前述の通りである。

【0031】また、実施の形態1の振動子素子101における短軸方向Bの配列では、短軸方向Bに配列される振動子素子101の中心位置となる中心線402に対して、振動子素子101の配列方向が対象をなるように配列される。すなわち、図4に示すように、短軸方向Bの32列目の振動子素子101の配列と33列目の振動子素子101の配列との間に位置する中心線402を基準として、パターン基板301を配置していない側の面（圧電材料307の側面の内でパターン基板301を配置した面に対向する面）が中心線402の方向を向くように配置した構造となる。

【0032】一方、前述するように、圧電材料307の両端にはそれぞれグランド電極309及び信号電極310が圧電材料307を上下方向から挟み込むように配設されると共に、それぞれの電極309, 310と同一のパターン基板301に設けられた半田パッド302とが半田403によって半田付けされる構造となっているので、パターン基板301が配置された側の振動量が制約される。特に、振動子素子101を2次元配列とするために、長軸方向Aのみに振動子素子を配列する従来の1次元配列のものに比較して、個々の振動子素子101での短軸方向Bの長さは小さなものとなっている。このために、圧電材料307の少なくとも一方の側面からグランド電極309及び信号電極310に駆動信号を供給する場合には、各振動子素子101から送波される超音波出力は不均一なものとなっている。図9はこのときの超音波出力の分布を示した図であり、特に、図9(a)は振動子素子101における長軸方向Aでの超音波出力分布を示す図であり、図9(b)は振動子素子101における短軸方向Bでの超音波出力分布（音圧分布）を示す図である。この図9(a)から明らかなように、両面になにも配置されていない方向での超音波出力は当該振動子素子101の中心軸に対して対称となる。一方、図9(b)から明らかなように、どちらか一方の側面にパターン基板301が配置されている方向に対する超音波出力は、実測結果においてパターン基板301が配置されている側が大きくなる。すなわち、パターン基板301が配置されている方向に超音波出力の強度が大きくなることとなる。

【0033】この理由は、短軸方向において、ポリイミド樹脂のような伸縮性のある材質の基板を振動子素子の片側面へ設けたために、振動子素子とともに基板が振動し、それによって音圧分布が非対称になったものと推定

される。しかしながら、これによって短軸方向へ放射状に超音波ビームを送波する場合に、中心線402へ平行な方向に振動子素子を配列した影響を低減することができる。すなわち、中心線402に対し離れた位置で、中心線402に対する傾斜角の大きい超音波ビームの中心部の音圧レベルが向上でき、S/N向上を期待できる。

【0034】なお、実施の形態1の超音波探触子では、短軸方向Bの中心線402を基準として振動子素子101の並び方向を変える構成としたが、これに限定されることはなく、例えば短軸方向に隣接する2個ずつ以上の振動子素子101を組とし、それぞれの組での中心軸に対して短軸方向Bの各振動子素子101の並び方向が対称となるように配列してもよく、各振動子素子101をこのような配列とすることによって、2個以上の振動子素子101からなる各組の中心軸に対して、超音波出力を対称とすることができる。

【0035】図5は実施の形態1の超音波探触子を用いた超音波診断装置の概略構成を説明するためのブロック図であり、図6は実施の形態1の超音波探触子を用いた超音波診断装置の概略構成を説明するための外観図である。

【0036】図5及び図6において、501は超音波探触子、502はデータ伝達部、503は診断装置本体、504は入出力インターフェース、505は素子選択データ部、506は第1の制御部、507は送受分離部、508は受波部、509は送波部、510は信号処理部、511はスキャンコンバータ、512はモニタ、513は第2の制御部、601は被検体、602は第1のケーブル、603は第2のケーブル、604はコネクタを示す。

【0037】図5に示す本願発明の超音波探触子を適用した超音波診断装置は、超音波探触子501と、データ伝達部502と、診断装置本体503とを有してなる。この超音波探触子501は、前述する図1に示す超音波探触子であり、被検体601に超音波を送波すると共に、被検体601内で反射された反射波を受波し、超音波信号を収集する構成となっている。

【0038】診断装置本体503は、超音波探触子501で収集した超音波信号から被検体601内部の診断部位の超音波像を得て表示するものであり、周知の超音波診断装置における診断装置本体と同様である。すなわち、超音波探触子501の振動子素子101に所望の焦点に収束するような遅延を与えて超音波の打ち出し（送波）の送波信号を供給する送波部509と、超音波探触子501で受波した反射波に応じて出力されるエコー信号（受信信号）を処理して受信ビームを形成する受波部508と、超音波の送波と受波とに応じて送波部509から探触子501へと探触子501から受波部508へと信号の通過を切り換える送受分離部507と、受波部509からの受信信号を入力して検波、圧縮、及びエッ

ジ処理等の前処理を行う信号処理部510と、該信号処理部510からのデータを入力して画像表示のための走査変換及び補間処理等を行うスキャンコンバータ511と、該スキャンコンバータ511からのデータを入力して超音波画像として表示するモニタ512と、前述の各構成要素の動作を制御する第2の制御部513とから構成される。

【0039】データ伝達部502は、超音波探触子501と診断装置本体503との間で振動子素子101の選択データ及び収集した超音波信号を入出力して接続するものであり、例えば超音波探触子501の側面部分に配置される素子選択スイッチ104を設定されたデータに従って選択し超音波送受波の口径201を形成するための素子選択データ部505と、超音波探触子101と診断装置本体503とを接続して超音波の送受信を行う入出力インターフェース504と、素子選択データ部505により選択された振動子素子101での超音波の送受波が可能ないように素子選択データ部505及び入出力インターフェース部504を制御する第1の制御部506とを有する。

【0040】この第1の制御部506は、診断装置本体503の第2の制御部513とも接続されている。また、素子選択データ部505は図2に示す口径201を形成するための素子選択データを記憶する周知のROM等からなり、該素子選択データ部505から読み出されたデータ（素子選択データ）が超音波探触子101の制御部を構成するシフトレジスタに送られ、該シフトレジスタ及びパラレルラッチ並びにデコーダの制御により超音波送受波の口径201を形成すべく素子選択スイッチ104のオン/オフが設定される。これにより、超音波探触子101において所定の振動子素子101が選択され、該選択された振動子素子101が所定形状の口径201を形成する。この口径201からは超音波ビームが送受波され、口径201の移動によって3次元的な超音波走査がなされることとなるので、3次元像を取得し表示することができる。

【0041】また、図6に示すように、実施の形態1の超音波診断装置は、超音波探触子101から伸びる第1のケーブル602をデータ伝達部502に接続し、このデータ伝達部502から伸びる第2のケーブル603を診断装置本体503のコネクタ604に接続して、超音波探触子101と診断装置本体503との間にデータ伝達部502を介在させることにより、2次元配列超音波探触子専用の超音波診断装置を構成することなく、従来からの一般的な超音波診断装置にそのまま接続することができる。

【0042】そして、超音波探触子101の3次元走査で取り込んだ被検体601内部の超音波信号のデータは、サーフェイスレンダリング法等の手法により3次元画像に再構成して表示され、例えば産科等における出生

前胎児の奇形診断等に適用できる。

【0043】(実施の形態2)図7は実施の形態2の超音波探触子における振動子素子の長軸方向の1列分の概略構成を説明するための図であり、図8は実施の形態2の超音波探触子における振動子素子の短軸方向の1列分の概略構成を説明するための図である。ただし、以下の説明では、説明を簡単にするために実施の形態1の超音波探触子及び超音波診断装置とその構成が異なる振動子素子の構成についてのみを詳細に説明する。

【0044】図7及び図8において、701は第2のパターン基板、702は半田パッド、703はグランド電極パターン、704は信号電極パターン、801は半田を示す。図7及び図8に示すように、実施の形態2の振動子素子101における長軸方向Aの1列分の構造は、実施の形態1の振動子素子101と同様に、圧電材料307の上部すなわち超音波の送受波側にはグランド電極309が固定され、下部すなわち超音波の送受波側と対向する側には信号電極310が固定されている。このグランド電極309の上部には、第1のマッチング層306aと第2のマッチング層306bとからなるマッ

チング層306が固定され、信号電極310の下部には音響減衰材308が固定されている。

【0045】また、図7から明らかなように、一方の側面である信号入力面には実施の形態1の振動子素子101と同様に、側面に露出したグランド電極309及び信号電極310には、パターン基板301が半田パッド302を介して半田付けされ固定される。このパターン基板301には、グランド電極パターン303及び信号電極パターン304が形成されており、半田パッド302を介してグランド電極309あるいは信号電極310に

接続されている。

【0046】一方、パターン基板301が取り付けられる面と対向する面にも、信号入力面と同様に、側面に露出したグランド電極309及び信号電極310には、第2のパターン基板701が半田パッド702を介して半田付けされ固定される。この第2のパターン基板701には、グランド電極パターン703及び信号電極パターン704が形成されており、半田パッド702を介してグランド電極309あるいは信号電極310に

接続されている。また、実施の形態1の振動子素子101と同様に、パターン基板301及び第2のパターン基板701が固定された状態で、圧電材料307等の全体を2点鎖線で示す切断線305に沿って切断分離することによって、1個ずつの振動子素子101が形成される。なお、圧電材料307の全体を切断線305に沿って切断分離するのは、パターン基板301及び第2のパターン基板701の半田付けによる固定の前に行い、ここの振動子素子101をパターン基板301のグランド電極パターン303及び信号電極パターン304並びに第2のパターン基板701のグランド電極パターン703及び信号

電極パターン704に合わせて配列してもよいことはいうまでもない。

【0047】また、実施の形態2の振動子素子101における短軸方向Bの1列分の構造は、図8に示すように、各振動子素子101の先端面が超音波の送波方向に対して凸形となる円弧状の軌跡である短軸整列軌跡401を描くように配列される。ただし、各振動子素子101の中心軸が平行に配向しており、両側部分の振動子素子101が短軸方向Bの短軸整列軌跡401の法線方向から傾斜する構造となることは実施の形態1と同様である。

【0048】特に、実施の形態2の振動子素子101における短軸方向Bの配列では、短軸方向Bに配列される振動子素子101は、振動子素子101の配列方向が同一方向となるように配列される。すなわち、図8に示すように、各振動子素子101のパターン基板301が短軸方向Bに対して隣接する振動子素子101の第2のパターン基板701に隣接するように、各振動子素子101が配列された構造となる。

【0049】このように、実施の形態2の超音波探触子では、各振動子素子101を構成する圧電材料307を側面から挟むようにパターン基板301と第2のパターン基板とが振動子素子101の配列短軸方向に対称にそれぞれ半田403、801によって取り付けられる構成となっているので、各振動子素子101の短軸方向Bでの出力分布を対称にすることができる。この効果は、中心線402及びその近傍の方向へ超音波ビームを送波する際にビーム中心部の音圧を高めることができるので、S/Nの向上を計ることができる。

【0050】しかしながら、上記実施の形態では短軸方向の端部のビームに対し、また、上記実施の形態2では短軸方向の中心部のビームに対してS/Nの向上を計るのであるから、現実的には実施の形態1と実施の形態2とを合せて実施することにより、短軸方向視で放射状に放射される。超音波ビームの全てにおいて良好なS/N特性を得られることが期待できる。なお、本実施の形態2においては、プリント配線した基板701を基板301の反対側に設けたが、基板701はプリント配線を行ったものでなくとも同様の効果が発揮し得る。またその長さも振動子素子の厚みにほぼ近いもので良いことは実験で確認されている。

【0051】なお、本実施の形態では、振動子素子を2次元に配列した超音波探触子について説明したが、本発明の適用範囲は、2次元配列の超音波探触子に限定されることはなく、超音波探触子の長軸方向と平行な振動子素子の面と超音波探触子の短軸方向と平行な振動子素子の面との比が小さくかつ振動子素子の側面に超音波信号を供給する電極を配置する振動子素子を備える例えば穿刺針の先端部分に超音波振動子を配置するような超音波探触子等に適用した場合にも前述した効果を得られるこ

とはいうまでもない。

【0052】また、本実施の形態では、診断用の超音波装置に本願発明を適用した構成及び効果を説明したが、これに限定されることはなく、例えば検査用の超音波装置等にも適用可能なことはいうまでもない。

【0053】以上、本発明者によってなされた発明を、前記発明の実施の形態に基づき具体的に説明したが、本発明は、前記発明の実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは勿論である。

【0054】

【発明の効果】本願において開示される発明のうち代表的なものによって得られる効果を簡単に説明すれば、下記の通りである。

(1) 小型、軽量化を図りつつ任意形状に収束した超音波ビームを送受波して3次元走査を行うことができる。

(2) 振動子素子の側面に配置される信号線が超音波探触子の送受波特性に与える影響を低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態1の超音波探触子の概略構成を説明するための図である。

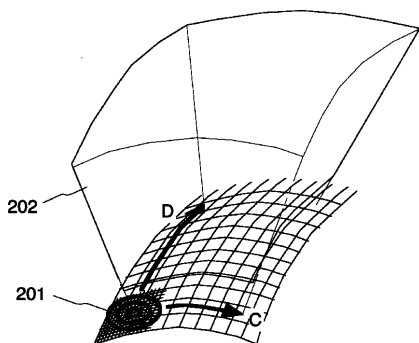
【図2】実施の形態1の超音波探触子における超音波ビームの送受波動作を説明するための図である。

【図3】実施の形態1の超音波探触子における振動子素子の長軸方向の1列分の概略構成を説明するための図である。

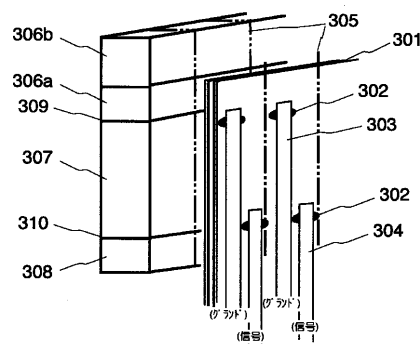
【図4】実施の形態1の超音波探触子における振動子素子の短軸方向の1列分の概略構成を説明するための図である。

【図5】実施の形態1の超音波探触子を用いた超音波診断装置の概略構成を説明するためのブロック図である。

【図2】



【図3】



10

20

30

【図6】実施の形態1の超音波探触子を用いた超音波診断装置の概略構成を説明するための外観図である。

【図7】実施の形態2の超音波探触子における振動子素子の長軸方向の1列分の概略構成を説明するための図である。

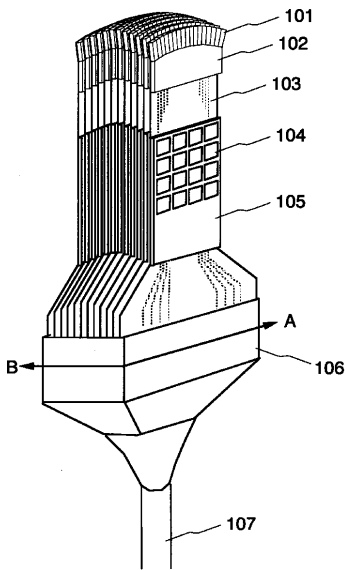
【図8】実施の形態2の超音波探触子における振動子素子の短軸方向の1列分の概略構成を説明するための図である。

【図9】側面部にパターン基板を配置した振動子素子の超音波出力の分布を示した図である。

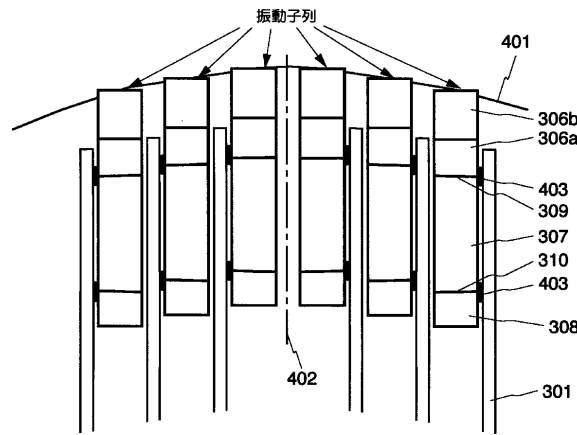
【符号の説明】

101...振動子素子、102...音響減衰材、103...パターン基板、104...素子選択スイッチ、105...スイッチ搭載基板、106...第1のコネクタ、107...ケーブル、201...素子束ねリング、202...ビーム走査領域、301...パターン基板、302...半田パッド、303...グランド電極パターン、304...信号電極パターン、305...切断線、306...マッチング層、307...圧電材料、308...音響減衰材、309...グランド電極、310...信号電極、401...短軸整列軌跡、402...中心線、501...超音波探触子、502...データ伝達部、503...診断装置本体、504...入出力インターフェース、505...素子選択データ部、506...第1の制御部、507...送受分離部、508...受波部、509...送波部、510...信号処理部、511...スキャンコンバータ、512...モニタ、513...第2の制御部、601...被検体、602...第1のケーブル、603...第2のケーブル、604...コネクタ、701...第2のパターン基板、702...半田パッド、703...グランド電極パターン、704...信号電極パターン、801...半田、901...第3のパターン基板、902...絶縁性の接着剤

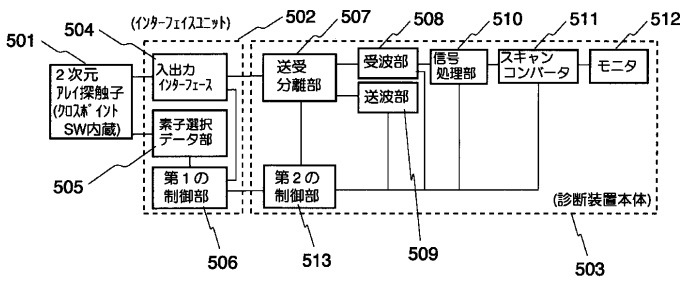
【図1】



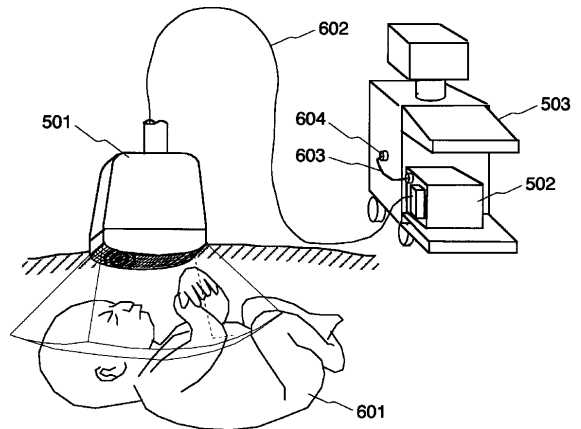
【図4】



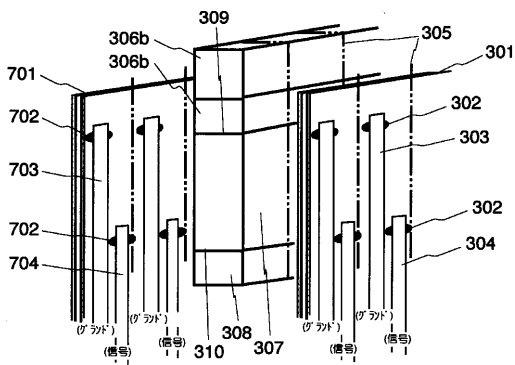
【図5】



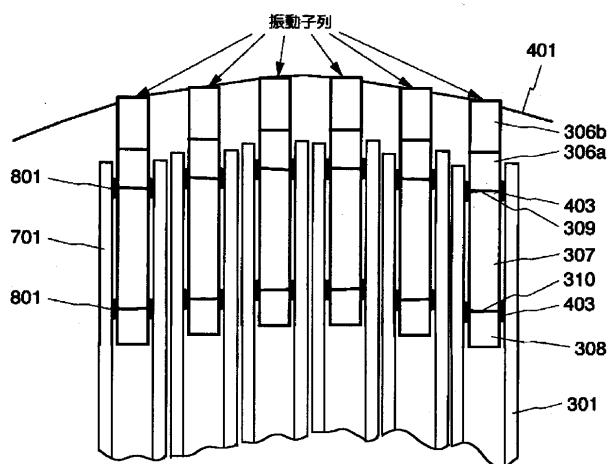
【図6】



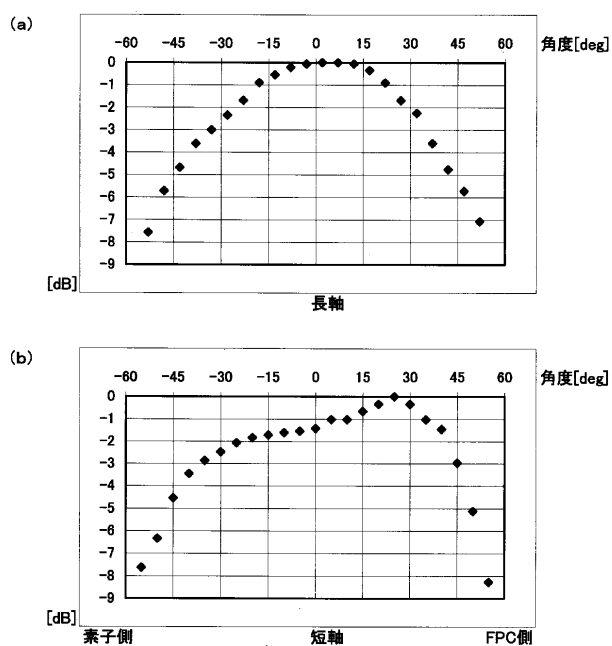
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2G047 BA03 CA01 DB14 EA10 EA15
 GA01 GA02 GB02 GB15 GB21
 GB23 GB28 GB32 GG35 GH09
 4C301 AA02 BB13 DD25 EE04 EE16
 EE20 GB12 GB19 GB20 GB22
 GB24 GB40 HH13 HH16 HH24
 HH34 HH37 HH51 JB50 JC08
 KK17 LL04
 5D019 AA25 BB20 BB25
 5D107 AA16 BB07 CC10 CC12

专利名称(译)	超声波探头和使用它的超声波装置		
公开(公告)号	JP2002360571A	公开(公告)日	2002-12-17
申请号	JP2001172540	申请日	2001-06-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	大澤孝也 佐野秀造		
发明人	大澤 孝也 佐野 秀造		
IPC分类号	G01N29/24 A61B8/00 B06B1/06 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 B06B1/06.Z G01N29/24.502 H04R17/00.330.H H04R17/00.332.Y		
F-TERM分类号	2G047/BA03 2G047/CA01 2G047/DB14 2G047/EA10 2G047/EA15 2G047/GA01 2G047/GA02 2G047/GB02 2G047/GB15 2G047/GB21 2G047/GB23 2G047/GB28 2G047/GB32 2G047/GG35 2G047/GH09 4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/DD25 4C301/EE04 4C301/EE16 4C301/EE20 4C301/GB12 4C301/GB19 4C301/GB20 4C301/GB22 4C301/GB24 4C301/GB40 4C301/HH13 4C301/HH16 4C301/HH24 4C301/HH34 4C301/HH37 4C301/HH51 4C301/JB50 4C301/JC08 4C301/KK17 4C301/LL04 5D019/AA25 5D019/BB20 5D019/BB25 5D107/AA16 5D107/BB07 5D107/CC10 5D107/CC12 4C601/BB03 4C601/BB22 4C601/DD09 4C601/EE02 4C601/EE13 4C601/EE30 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/GB09 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB24 4C601/GB26 4C601/GB28 4C601/GB50 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/JB01 4C601/JB03 4C601/JB21 4C601/JB55 4C601/JB60 4C601/JC09 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/LL01 4C601/LL02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波探头和超声波装置，其能够通过发送/接收会聚为任意形状的超声波束而实现小型化和轻量化，从而进行三维扫描。 SOLUTION：在通过布置多个振动器元件来收集超声信号的超声探头中，在振动器元件的侧面布置有电极，该电极在二维方向上发送和接收超声波，电极的布置位置相对于平行于换能器元件的二维阵列的一个方向的中心线对称地布置，并且换能器元件是在一个方向和与该方向正交的其他方向中的每个方向上的超声波。相对于透射方向以凸弧形布置。

