

(19) 日本国特許庁(JP)

**再公表特許(A1)**

(11) 国際公開番号

**W02001/056474**

発行日 平成16年4月30日 (2004. 4. 30)

(43) 国際公開日 **平成13年8月9日 (2001. 8. 9)**

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>

**A61B 8/00**  
**G01N 29/24**  
**H04R 17/00**

F I

A61B 8/00  
G01N 29/24 502  
H04R 17/00 332A  
H04R 17/00 332Z

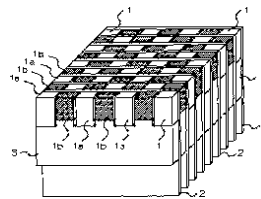
審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 18 頁)

|             |   |          |   |
|-------------|---|----------|---|
| 出願番号        | 特願2001-556173 (P2001-556173)  | (71) 出願人 | 000153498<br>株式会社日立メディコ<br>東京都千代田区内神田1丁目1番14号 |
| (21) 国際出願番号 | PCT/JP2001/000701   | (72) 発明者 | 大澤 孝也<br>埼玉県北葛飾郡杉戸町清地2-6-21                   |
| (22) 国際出願日  | 平成13年2月1日 (2001. 2. 1)  | (72) 発明者 | 佐藤 裕<br>千葉県柏市松ヶ崎330-3                         |
| (81) 指定国    | EP (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), JP, US | (72) 発明者 | 佐野 秀造<br>千葉県柏市花野井687-11                       |

(54) 【発明の名称】 超音波探触子およびこれを用いた超音波診断装置

(57) 【要約】

本発明においては、超音波探触子が送受信する超音波の周波数特性の帯域を広げて、ハーモニックイメージング等の変調処理を容易にし良好な三次元超音波画像を形成するために、超音波を送受信する複数の振動子素子を二次元に配列された超音波探触子において、周波数特性が異なる複数種類の振動子素子が2次元マトリクス状に混在するように配列され、そして、1種類の振動子素子群が有する周波数特性に含まれるある周波数成分に対し、他の種類の振動子素子群が有する周波数特性に含まれるある周波数成分が整数倍であるようにそれらの周波数特性が選択されている。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波を送受信する複数の振動子素子が 2 次元に配列された超音波探触子において、前記 2 次元に配列された複数の振動子素子は、その周波数特性が異なる複数種類の振動子素子が 2 次元配列内に混在するように設けられていることを特徴とする超音波探触子。

## 【請求項 2】

前記周波数特性が異なる複数種類の振動子素子は、2 次元配列の行または列の単位内において混在するように設けられていることを特徴とする請求項 1 記載の超音波探触子。

## 【請求項 3】

前記周波数特性が異なる複数種類の振動子素子は、2 次元配列の行または列の単位毎に同一の周波数特性を持ち、行または列単位で混在するように設けられていることを特徴とする請求項 1 記載の超音波探触子。

10

## 【請求項 4】

前記周波数特性が異なる複数種類の振動子の混在する順序が巡回的になされていることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の超音波探触子。

## 【請求項 5】

前記複数種類の振動子素子群は、一種類の振動子素子群が有する周波数特性の帯域に含まれるある周波数成分に対し、他の種類の振動子素子群が有する周波数特性の帯域に含まれるある周波数成分が整数倍の周波数であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波探触子。

20

## 【請求項 6】

超音波を送受信する複数の振動子素子がアレイ状に配列された超音波探触子において、前記アレイ状に配列された複数の振動子素子は、その周波数特性が異なる複数種類の振動子素子が配列内に混在するように設けられていることを特徴とする超音波探触子。

## 【請求項 7】

周波数特性が異なる複数種類の振動子素子が混在させられた配列振動子を有し、被検体に対し超音波を送受信する探触子と、この探触子の持つ第 1 の周波数特性を有した振動子群を駆動し超音波を送信させる送信手段と、前記被検体内からのエコーを送信に用いた振動子群とは異なる第 2 の周波数特性を有した振動子群で受信させる受信手段と、この受信手段により受信された信号を画像データとする信号処理手段と、この信号処理手段から出力された画像データを表示する手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

30

## 【請求項 8】

周波数特性が異なる複数種類の振動子素子が混在させられた配列振動子を有し、被検体に対し超音波を送受信する探触子と、この探触子の持つ第 1 の周波数特性を有した振動子群を駆動し超音波を送信させる送信手段と、前記被検体内からのエコーを送信に用いた第 1 の振動子群と、これとは異なる第 2 の周波数特性を有した振動子群とで受信させる受信手段と、この受信手段により受信された信号を画像データとする信号処理手段と、この信号処理手段から出力された画像データを表示する手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断装置において、第 1 の周波数特性の帯域が第 2 の周波数特性の帯域よりも低域にあることを特徴とする超音波診断装置。

40

## 【請求項 10】

周波数特性が異なる複数種類の振動子素子が混在させられた配列振動子を有し、被検体に対し超音波を送受信する探触子と、この探触子の持つ複数種類の周波数特性を有した振動子が混在した振動子群を駆動し超音波を送信させる送信手段と、前記被検体内からのエコーを送信に用いた振動子群のうちの 1 種類の周波数特性を持つ振動子群のみで受信させる受信手段と、この受信手段により受信された信号を画像データとする信号処理手段と、この信号処理手段から出力された画像データを表示する手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

50

## 【請求項 1 1】

請求項 1 0 に記載の超音波診断装置において、受信動作に供される振動子群の周波数特性の帯域が受信動作に供されない振動子群の周波数特性の帯域よりも高域にあることを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 1 2】

周波数特性が異なる複数種類の振動子素子が混在させられた配列振動子を有し、被検体に対し超音波を送受信する探触子と、この探触子の持つ複数種類の周波数特性を有した振動子が混在した振動子群を駆動し超音波を送信させる送信手段と、前記被検体内からのエコーを送信に用いた振動子群と同じ振動子群を用いて受信させる受信手段と、この受信手段により受信された信号を画像データとする信号処理手段と、この信号処理手段から出力された画像データを表示する手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【発明の詳細な説明】

## 技術分野

本発明は、被検体の診断部位を超音波を利用して検査するために用いる超音波探触子及びこれを用いた超音波診断装置に関し、特に、広帯域の超音波を送受信することができるように構成された 2 次元アレ型超音波探触子と、この探触子と組み合わせによってハーモニックイメージングや高分解能で明瞭な 3 次元画像を取得することができる超音波診断装置に関する。

## 背景技術

超音波診断装置により取得される診断部位の超音波画像を良好な画像とするためには、反射エコーを受信する超音波探触子の周波数特性を可能な限り広い帯域にすると良いことが知られている。超音波探触子で受信されたエコー信号に対してさまざまな変調処理が行わなければならないが、超音波画像の画質を向上させるためには、上記エコー信号の変調処理がより広いレンジで行われなければならない。そのためには超音波探触子が有する周波数特性の帯域を拡大させることが必要である。

20

また、近年、超音波画像の画質を向上させるためのハーモニックイメージングと称する超音波撮像技術が用いられている。ハーモニックイメージング技術とは、超音波探触子からある周波数を有する基本波を被検体（生体）内に送信し、被検体内から発生する上記基本波の整数倍（例えば、2 倍）の周波数成分を有する高調波の反射エコーを超音波探触子により受信し、超音波診断装置で上記反射エコーを電気信号に変換した後にさまざまな画像処理を行うことにより超音波画像の分解能を向上させ明瞭な画像を形成する技術である。このハーモニックイメージング技術は、マイクロバブル等からなる超音波造影剤を血管を介して生体内部へ投与し、診断部位をコントラストの強調された画像として描出するために用いられる。その理由は、被検体内へ投与されたマイクロバブルが高調波をより強く反射する性質を有していることにある。

30

このハーモニックイメージング技術を用いて診断部位の超音波画像の画質を向上させることは、振動子素子が 2 次元に配列された超音波探触子を用いる超音波診断装置にとっても必要となる。このためには、2 次元配列振動子を備えた超音波探触子は、基本波の周波数成分と高調波の周波数成分とをカバーする広い帯域の周波数特性を有することが必要とされる。

40

一方、近年において、被検体の診断部位を立体画像化して表示させる 3 次元超音波撮像技術が注目されている。3 次元超音波撮像技術とは、超音波を送受信する振動子素子を 2 次元配列された超音波探触子から被検体内へ超音波を送信し、送信された超音波が診断部位で反射されたエコーを探触子で受信し、この受信されたエコー信号を信号処理するとともに、超音波の送受信方向を変えて被検体内を超音波ビームで走査する動作を被検体内の複数断面に対して行い、上記診断部位の断面を表示する 2 次元画像を多数形成し、この多数の断面の画像データを用いて診断部位を立体的に表示する 3 次元画像を表示する技術である。

従来は超音波探触子は広い帯域の周波数特性を有していなかったため、超音波診断装置により取得された診断部位の 3 次元画像は分解能が低く、画質が良好ではなかった。そのた

50

め、3次元超音波撮像技術の分野においても上記のハーモニックイメージング技術を適用することにより、高分解能を有した、かつ明瞭な3次元超音波画像を取得できる技術が待望されていた。3次元超音波撮像技術へハーモニックイメージング技術を適用するためには、前記2次元超音波探触子が基本波の周波数成分と高調波の周波数成分とをカバーする広い帯域の周波数特性を有することが要求される。

本発明の第1の目的は、超音波探触子により送受信される超音波の周波数特性の帯域を拡大することにある。

そして、本発明の第2の目的は、ハーモニックイメージングにおける変調処理を容易に行うことができる超音波診断装置を提供することにある。

さらに、本発明の第3の目的は、被検体の診断部位を高分解能を有した、かつ明瞭な3次元画像で表示させることができる超音波探触子及びこれを用いた超音波診断装置を提供することにある。 10

発明の開示

前記第1の目的を達成するために、本発明による超音波探触子は、超音波を送受信する複数の振動子素子が2次元に配列された超音波探触子において、前記2次元に配列された複数の振動子素子は、その周波数特性が異なる複数種類の振動子素子が2次元配列内に混在するように設けられていることを特徴としている。

そして、前記周波数特性が異なる複数種類の振動子素子は、2次元配列の行または列の単位内において混在するように設けられていることが望ましい。

また、前記周波数特性が異なる複数種類の振動子素子は、2次元配列の行または列の単位毎に同一の周波数特性を持ち、行または列単位では混在するように設けられていることが望ましい。 20

さらに、前記周波数特性が異なる複数種類の振動子の混在する順序が巡回的になされていることが望ましい。

前記第2の目的を達成するために、本発明による超音波探触子では、前記複数種類の振動子素子群は、一種類の振動子素子群が有する周波数特性の帯域に含まれるある

周波数成分に対し、他の種類の振動子素子群が有する周波数特性の帯域に含まれるある周波数成分が整数倍の周波数であることを特徴としている。

そして、前記第2、第3の目的を達成するために本発明による超音波診断装置は、周波数特性が異なる複数種類の振動子素子が混在させられた配列振動子を有し、被検体に対し超音波を送受信する探触子と、この探触子の持つ第1の周波数特性を有した振動子群を駆動し超音波を送信させる送信手段と、前記被検体内からのエコーを送信に用いた振動子群とは異なる第2の周波数特性を有した振動子群で受信させる受信手段と、この受信手段により受信された信号を画像データとする信号処理手段と、この信号処理手段から出力された画像データを表示する手段とを備えたことを特徴としている。 30

また、本発明の超音波診断装置は、周波数特性が異なる複数種類の振動子素子が混在させられた配列振動子を有し、被検体に対し超音波を送受信する探触子と、この探触子の持つ第1の周波数特性を有した振動子群を駆動し超音波を送信させる送信手段と、前記被検体内からのエコーを送信に用いた第1の振動子群と、これとは異なる第2の周波数特性を有した振動子群とで受信させる受信手段と、この受信手段により受信された信号を画像データとする信号処理手段と、この信号処理手段から出力された画像データを表示する手段とを備えたことを特徴としている。 40

さらに本発明の、超音波診断装置は、周波数特性が異なる複数種類の振動子素子が混在させられた配列振動子を有し、被検体に対し超音波を送受信する探触子と、この探触子の持つ複数種類の周波数特性を有した振動子が混在した振動子群を駆動し超音波を送信させる送信手段と、前記被検体内からのエコーを送信に用いた振動子群のうちの1種類の周波数特性を持つ振動子群のみで受信させる受信手段と、この受信手段により受信された信号を画像データとする信号処理手段と、この信号処理手段から出力された画像データを表示する手段とを備えたことを特徴としている。

そしてさらに本発明の超音波診断装置は、周波数特性が異なる複数種類の振動子素子が混 50

在させられた配列振動子を有し、被検体に対し超音波を送受信する探触子と、この探触子の持つ複数種類の周波数特性を有した振動子が混在した振動子群を駆動し超音波を送信させる送信手段と、前記被検体内からのエコーを送信に用いた振動子群と同じ振動子群を用いて受信させる受信手段と、この受信手段により受信された信号を画像データとする信号処理手段と、この信号処理手段から出力された画像データを表示する手段とを備えたことを特徴としている。

発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の実施の形態を添付図面を参照して詳細に説明する。

図1は、本発明による超音波探触子の第1の実施形態の概念を示す図である。この超音波探触子は、超音波を用いて被検体の診断部位を画像化する超音波診断装置において、被検体に対して超音波を送信及び受信するもので、複数の振動子素子が2次元に配列された2次元配列振動子1と、この2次元配列振動子1へ超音波を送信させるためのパルス信号を供給する信号線及び2次元配列振動子1で受信されたエコー信号を出力する信号線が形成されているフレキシブル基板2と、前記各振動子素子の背面へ放出される超音波を吸収及び減衰するバック材3とを備えている。

ここで、実施形態においては、2次元配列振動子1は周波数特性が異なる振動子素子1aと振動子素子1bとの2種類の振動子が入り混じるように配列されて構成されている。前記2種類の振動子素子1a, 1bは、前記フレキシブル基板2の表面における所定部位に同一方向(2次元の行方向または列方向)にそれぞれ交互に配列されている。そして、各振動子素子1a, 1bの背面にはバック材3が設けられている。このように本実施形態の超音波探触子は、2次元の行方向または列方向に交互に配列された振動子素子1a, 1bとバック材3とを所定位置に備えたフレキシブル基板2を複数枚積層して構成されている。また、上記フレキシブル基板2の積層方向においても、前記2種類の振動子素子1a, 1bがそれぞれ交互に配列されるように積層されている。

以上のように、本発明の第1の実施形態における超音波探触子は、2種類の振動子素子1a, 1bがフレキシブル基板2上に配列される方向と、フレキシブル基板2が積層される方向との直交する二方向に交互に混在するように配列されて構成されている。

図2は、本発明の第2の実施形態における超音波探触子の概念を示す図である。この実施形態では、複数種類の振動子素子が、4種類の振動子素子1a, 1b, 1c, 1dから成り、これら振動子素子は互いに周波数特性が異なるものである。前記4種類の振動子素子1a, 1b, 1c, 1dは、一つのフレキシブル基板2の所定位置に振動子素子1aが配置され、この素子1aの隣りに振動子素子1bが配置され、またこの素子1bの隣りに振動子素子1cが配置され、さらにこの素子1cの隣りに振動子素子1dが配設され、そしてこの素子1dの隣りに振動子素子1aが配置されるというように4種類の振動子素子が巡回的に配列されている。また、4種類の振動子が巡回的に配列されたフレキシブル基板2は、その積層方向においても4種類の振動子素子が順次位置が異なるように複数枚積層されている。このような振動子素子の配列及びフレキシブル基板の積層により、4種類の振動子素子が、いわゆる2次元マトリクス状に混在して配列される。

図3は、本発明の第3の実施形態における超音波探触子の概念を示す図である。この実施形態では、各フレキシブル基板2には4種類の振動子素子1a, 1b, 1c, 1dのうちの1種類の振動子素子のみが配列される。そして、1種類の振動子素子のみが配列されたフレキシブル基板2が4種類の振動子素子の各々について作成され、それらがその積層方向において4種類の振動子素子の周波数特性が巡回的に変化するように、複数枚積層されている。

この第3の実施形態において、4種類の振動子素子1a, 1b, 1c, 1dにおける各素子の厚みが異なっても幅と長さが全て同一であれば、各フレキシブル基板2に配列された各素子のピッチは、配列された素子の種類によらず総て同一となる。したがって、直交する2方向に配列された各素子の位置関係は等方的であるので、この探触子を使用して得た信号を画像化処理、例えば3次元画像化するための処理をする際に、素子の位置を算出するための演算処理は必要とされない。つまり、超音波探触子から診断装置本体に送出され

10

20

30

40

50

た電気信号（エコー信号）を演算処理して超音波画像を形成させるための演算処理が複雑化することはない。

以上に説明したように、本発明によれば、振動子素子の周波数特性の数とその組合せを変えて種々の超音波探触子が形成され得る。それらの組合せは無数に設定することが可能であり、適正な振動子素子を組み合わせることにより用途に応じた多様な超音波探触子が実現され得る。

また、図1乃至図3に示す第1乃至第の実施形態では、リニアアレイ型やフェイズドアレイ型のように振動子の超音波送受信面が平坦なものについて説明したが、本発明はコンベックス型（カーブドリニア）型の超音波探触子などの様々な超音波探触子にも適用することができる。

10

次に、前記図1乃至図3に示された超音波探触子を構成する振動子素子群の構造を図4を参照して説明する。図4において、前記フレキシブル基板2の所定部位に振動子素子1が配列され、この振動子素子1の下方にはバッキング材3が設けられている。そして、前記振動子素子1の上方には、この振動子素子1から放出された超音波を効率よく生体に伝播させるマッチング層4が設けられている。前記振動子素子1の下面には信号電極5が、前記振動子素子1の上面にはグランド電極6が設けられている。この信号電極5とグランド電極6の間に電圧が印加されると、振動子素子1が振動して超音波が発生される。

ここで、図4から明らかに読み取れるように、前記実施形態では、振動子素子1下面に設けられたバッキング材3は1枚のフレキシブル基板に対しては1個が使用されているが、バッキング材は素子毎に個別に設けられても良い。何故ならば、バッキング材を一体成形するようにすると、振動子素子の周波数特性を素子の厚みによって変化させると仮定したときに、振動子の送受信面を平坦にするためには、バッキング材の振動子取付面を複雑に一体成形する必要が生ずるが、振動子素子毎にバッキング材を設けるようにすれば、バッキング材を複雑な形状にする必要がなくなるからである。

20

前記フレキシブル基板2は、その母体とされるベースフィルム7と、このベースフィルム7の表面の所定部位に配設された信号パターン8と、上記ベースフィルム7の裏面の所定部位に配設されたグランドパターン9と、このグランドパターン9を覆うようにベースフィルム7の裏面に配設されたカバー層10とから構成されている。前記信号パターン8の接続部11及びグランドパターン9の接続部12は、それぞれ前記信号電極5と前記グランド電極6とへそれぞれ電氣的に接続するように半田付けされている。また、このフレキシブル基板2の接続部11と接続部12へ振動子素子1の信号電極5とグランド電極6が半田付けによって接続される。そして、信号パターン8とグランドパターン9の間に電圧が印加されると、これらの電極とパターンとの接続によって振動子素子1の上下両面に設けられた信号電極5とグランド電極6の間に電圧が印加され、前記振動子素子1が振動して超音波が発生される。

30

前述のように、本発明の第1乃至第3の実施形態における超音波探触子は、周波数特性の異なる複数種類の振動子素子群から構成されているが、各振動子素子群の周波数特性は、振動子素子1セラミック材料の組成、厚み及び/またはマッチング層4の厚さを変えることによって調整することができる。但し、振動子素子の周波数特性帯域に大きな差をつける場合には、振動子素子の厚み、とりわけ、圧電セラミックの厚みを変えることが望ましいと考えられる。そして、超音波振動子素子の周波数特性の帯域を高く設定したい場合には、振動子素子1及び/またはマッチング層4の厚さを薄くすれば良く、逆に周波数特性の帯域を低く設定したい場合には、振動子素子1及び/またはマッチング層4の厚さを厚くすれば良い。振動子素子1の上下両面に設けられた信号電極5及びグランド電極6の間隔は、振動子素子1の厚さによって変化させられる。

40

図5は、図4に示されるフレキシブル基板2の正面図である。図5において、フレキシブル基板2は、フレキシブル基板2の母体とされるベースフィルム7と、ベースフィルム7の表面に設けられた信号パターン8と、この信号パターン8を前記振動子素子1の下面に設けられた信号電極5（図4参照）へ電氣的に接続させる接続部11と、前記信号パターン8を診断装置本体と接続するためのケーブルに接続させる信号パターン端部13と、前

50

記ベースフィルム7の裏面に設けられたグランドパターン(図示せず)の接続部12とで構成されている。

前記フレキシブル基板2の表面の所定位置には、周波数特性の異なる2種類の振動子素子1a, 1bがそれぞれ交互に配列されている。このような構造を実現するため、フレキシブル基板2の表面に設けられた前記接続部11と接続部12との間隔は、図4に示される振動子素子1の上下両面に設けられた信号電極5及びグランド電極6の間隔に合わせて形成される。つまり、振動子素子の周波数特性の帯域を低く設定するときは、振動子素子の厚さは厚くなるので、信号電極5とグランド電極6との間隔は長くなる。逆に、配設される振動子素子の周波数特性の帯域を高く設定するときは、振動子素子の厚さは薄くなるので、信号電極5及びグランド電極6の間隔は短くなる。なお、第1の実施形態の超音波探触子では、周波数特性の異なる2種類の振動子素子1a, 1bが上記フレキシブル基板2の表面の所定位置にそれぞれ交互に配列されるので、接続部11と接続部12との間隔は、長短交互に形成される。

10

このように振動子素子の周波数特性に合わせて形成されたフレキシブル基板2の表面には、接続部11と接続部12との間隔に等しい厚みを有した振動子素子がそれぞれ配列され、半田付け等により接続部11, 12へ接続される。振動子素子をフレキシブル基板上に並べるには、半導体チップ部品等を基板上にマウントする技術を用いて実現することができ、また半田付けはリフロー炉等を用いれば容易に実現可能である。以上のようにして作製されたものを複数枚積層することにより、第1の実施形態による周波数特性が異なる2種類の振動子素子群が直交する二方向に配列されて構成された超音波探触子を作製することができ

20

以上、本発明の超音波探触子の第1の実施形態について説明したが、図2、図3に示される第2、第3の実施形態においても、第1の実施形態と同様に、フレキシブル基板2の表面における接続部11及び接続部12の間隔は、振動子素子1の上下両面に設けられた信号電極5及びグランド電極6の間隔に合わせて形成される。

図6は、コンベックス型超音波探触子におけるフレキシブル基板2'の正面図である。このコンベックス型超音波探触子においても、図5に示されるリニアアレイ型用のフレキシブル基板2と同様に、フレキシブル基板2'は、フレキシブル基板2'の母体となるベースフィルム7'と、信号パターン8と、接続部11, 12と、信号パターン端部13とから構成されている。なお、上記ベースフィルム7'は上部が円弧状に形成されている。また、上記接続部11及び接続部12の配設間隔は振動子素子1の上下両面に設けられた信号電極5及びグランド電極6の間隔に合わせて形成されるが、振動子素子の配列位置を決める接続部11及び接続部12の位置は、ベースフィルム7'の上部の円弧に沿うように形成される。このように形成されたコンベックス型のフレキシブル基板2'上に振動子素子が配列されたものを複数枚積層させると、コンベックス型の2次元超音波探触子が形成される。

30

次に、本発明における超音波探触子の周波数特性について、図7及び図8を参照して説明する。図7は、本発明の第1の実施形態で用いた周波数特性の異なる2種類の振動子素子1a, 1b(図1参照)の周波数特性を示すグラフである。このグラフは、2種類の振動子素子1a, 1bが発生する超音波の周波数帯域に対する音響強度の関係を説明するもので、グラフにおける横軸は周波数(MHz)、縦軸は音響強度である。符号Aは振動子素子1aの周波数特性を示し、符号Bは振動子素子1bの周波数特性を示している。前記2種類の振動子素子1a, 1bにおいて、振動子素子1aが有する周波数特性Aに含まれるある周波数成分f1に対し、振動子素子1bが有する周波数特性Bに含まれるある周波数成分f2は整数倍、例えば2倍の周波数である。このように、前記2種類の振動子素子1a, 1bが有する周波数特性A, Bのうちのある成分f1, f2は整数倍の関係を有すようにすることにより、ハーモニックイメージングのための変調処理が容易になり、良好な超音波画像が形成される。また、本発明による超音波探触子は、周波数特性の異なる2種類の振動子素子1a, 1bを備えているので、周波数特性が1種類のみを備えている超音波探触子よりその周波数帯域が広くなる。

40

50

次に図 8 を参照して、本発明の第 2、第 3 の実施形態における超音波探触子の周波数特性を説明する。図 8 は周波数特性の異なる 4 種類の振動子素子 1 a, 1 b, 1 c, 1 d の周波数特性を示すグラフである。振動子素子 1 a, 1 b, 1 c, 1 d の周波数特性をそれぞれ符号 A, B, C, D で示している。図 8 において、例えば、振動子素子 1 a の周波数特性 A の帯域を 2 ~ 4 MHz とし、振動子素子 1 b の周波数特性 B の帯域を 3 ~ 6 MHz とし、振動子素子 1 c の周波数特性 C の帯域を 6 ~ 9 MHz とし、振動子素子 1 d の周波数特性 D の帯域を 8 ~ 12 MHz と仮定すると、各周波数帯域を重ね合わせることにより、2 ~ 12 MHz の広い帯域の周波数特性が得られる。このように、周波数特性の異なる 4 種類の振動子素子群で構成された超音波探触子を用いると、被検体内から得られるエコー信号の帯域もそれに応じて広帯域化される。前記 4 種類の振動子素子 1 a, 1 b, 1 c, 1 d のうち、1 種類の振動子素子群が有する周波数特性に含まれるある周波数成分に対し、他の種類の振動子素子群が有する周波数特性に含まれる周波数成分がその整数倍の周波数成分を有すようにすることによりハーモニクイメーキングのための変調処理が容易になり、良好な超音波画像が形成される。

10

以上のように本発明を用いると、周波数特性の異なる複数種類の振動子素子群を組み合わせることで、用途に応じて超音波探触子の周波数特性を様々に設定することが可能となる。

次に、前述のように構成された超音波探触子を用いた超音波診断装置について説明する。図 9 は、明の第 1 の実施形態で説明された超音波探触子を用いた超音波診断装置を示すブロック図である。この超音波診断装置は、複数の振動子素子が 2 次元に配列され被検体に対し超音波を送受信する探触子 20 と、超音波を発生させるためにこの探触子 20 を駆動する送信部 21 と、前記探触子 20 で受信された反射エコーを電気信号に変換する受信部 22 と、この受信部 22 から出力された電気信号を B モード信号に変換する B モード処理部 23 と、前記受信部 22 から出力された信号をドプラ信号に変換するドプラ処理部 24 と、前記 B モード処理部 23 またはドプラ処理部 24 からの信号を後述の表示部 26 で表示される超音波画像情報に変換するデジタルスキャンコンバーター（以下「DSC」と略称する）25 と、この DSC 25 から出力された画像信号を表示する表示部 26 とで構成されている。

20

この実施形態においては、前記探触子 20 として、前述の図 1 に示した超音波探触子を用いたものである。すなわち、探触子 20 は、振動子素子 1 a から成る振動子群と振動子素子 1 b から成る振動子群を備えている。そして、前記 2 種類の振動子素子群 1 a, 1 b は、図 7 に示されるように、1 種類の振動子素子群 1 a が有する周波数特性 A に含まれる周波数成分  $f_1$  に対し、他の種類の振動子素子群 1 b が有する周波数特性 B に含まれるある周波数成分  $f_2$  が整数倍である。そして、前記振動子素子群 1 a は送信部 21 に接続され、前記振動子素子群 1 b は受信部 22 に接続されている。

30

このような構成により、前記探触子 20 における振動子素子群 1 a から周波数特性 A を有した超音波を被検体内へ送信し、周波数特性 B を有する振動子素子群 1 b で受信すると、送信周波数に対し整数倍の周波数を有した超音波を受信できる。したがって、受信されたエコー信号をハーモニクイメーキング等のために変調処理することにより、被検体の診断部位が高分解能で明瞭な三次元超音波画像として表示される。また、前記探触子 20 としては、図 2、図 3 に示す第 2、第 3 の実施形態を含むさまざまな超音波探触子が用いられ得るので、本発明の探触子を用いた超音波診断装置は、ハーモニクイメーキング等の変調処理を最適に行うことができる。それゆえに、本発明によれば、より良好な三次元超音波画像を医師等へ提供することが可能となる。

40

図 10 は、図 9 に示される超音波診断装置の第 1 の変形例を示すブロック図である。この実施形態における装置の全体構成は図 10 に示される構成と似ているが、探触子 20 を構成する 2 種類の振動子素子群 1 a, 1 b のうちの振動子素子群 1 a が送信部 21 に接続され、両方の振動子素子群が受信部 22 に接続されている点が図 9 に示される構成と相違する。この実施の形態においては、周波数特性 A を有した超音波が被検体内へ送信され、そのエコー信号は周波数特性 A と周波数特性 B とが加算された周波数特性で受信される。し

50

たがって、周波数特性 A による画像と、周波数特性 A に含まれるある周波数の整数倍の高調波の画像との合成画像が得られる。

図 11 は、図 9 に示される超音波診断装置の第 2 の変形例を示すブロック図である。この実施形態における装置の全体構成は、これも図 9 に示される構成と似ているが、探触子 20 を構成する 2 種類の振動子素子群 1 a, 1 b の両方が送信部 21 に接続され、振動子素子群 1 b のみが受信部 22 に接続されている点が相違する。この実施の形態においては、周波数特性 A と周波数特性 B とが合成された広帯域の超音波が被検体内へ送信され、送信された周波数特性 B に対応したエコー信号と、周波数特性 A に含まれるある周波数の整数倍の周波数のエコー信号とが併せて受信される。したがって、この実施形態によって、高調波の信号がより強調された画像が得られる。

10

図 12 は、図 9 に示される超音波診断装置の第 3 の変形例を示すブロック図である。この実施形態における装置の全体構成は、図 10 と図 11 に示された実施形態を組み合わされたもので、探触子 20 を構成する 2 種類の振動子素子群 1 a, 1 b の両方が送信部 21 に接続され、且つその両方が受信部 22 に接続されている。この実施形態においては、周波数特性 A と周波数特性 B とが合成された広帯域の超音波が被検体内へで送信され、二つの周波数特性で受信も行われるので、被検体の浅い部分からのエコー信号は周波数特性 A によって、また被検体の深い部分からのエコー信号は周波数特性 B によって受信されるので、被検体の浅い部分から深い部分までの良好な画像が得られる。また、この実施形態によれば、前記ハーモニックイメージングに適した信号をも同時に受信することができる。

なお、図 9 乃至図 12 に示された実施形態は、図 2 及び図 3 に示された探触子を組み合わせた変形例として構成することが可能である。

20

以上のように、本発明においては、探触子を構成する 2 種類の振動子素子群のうち的一方または両方が、送信部または受信部に接続されているので、前記探触子は、超音波を送信及び受信する周波数帯域を基本波の周波数成分と高調波の周波数成分をカバーするように広い帯域に拡大することができる。したがって、超音波診断装置は、ハーモニックイメージング等の変調処理によって被検体の診断部位を分解能が高く明瞭な三次元超音波画像で表示することができる。

なお、上記実施の形態では探触子を二次元探触子として説明したが、本発明は 1 次元のアレー配列振動子へ適用した場合にも同様の効果が得られる。

また、前記実施例では振動子素子の幅と長さを周波数特性が異なっても同じにする例を説明したが、振動子素子の幅と長さを周波数特性毎に変更しても良い。例えば、周波数特性の帯域が低いものは振動子素子のサイズを小さくし、帯域が高いものは振動子素子のサイズを大きくする実施形態もあり得る。こうすることによって、探触子の高調波受信感度を向上することが可能となる。

30

以上説明したように、本発明の第 1 の発明によれば、2 次元に配列される複数の振動子素子として、その周波数特性が異なる複数種類の振動子素子群を備えたことにより、単一の周波数特性を有する振動子素子を備えた探触子と比較し、より広帯域の周波数特性を有した探触子の実現できる。

また、本発明の探触子において、一種類の振動子素子群が有する周波数特性に含まれるある周波数成分に対し、他の種類の振動子素子群が有する周波数特性に含まれるある周波数成分が整数倍の関係を持たせると、基本波の周波数成分と高調波の周波数成分とを同時にまたは個別に受信する使用態様に適応することができる。

40

また、本発明の第 2 の発明によれば、超音波診断装置の探触子として第 1 の発明による超音波探触子を用いることにより、ハーモニックイメージングのための変調処理が容易に行えるようになり、被検体の診断部位が高分解能で、かつ明瞭な画像で表示される。

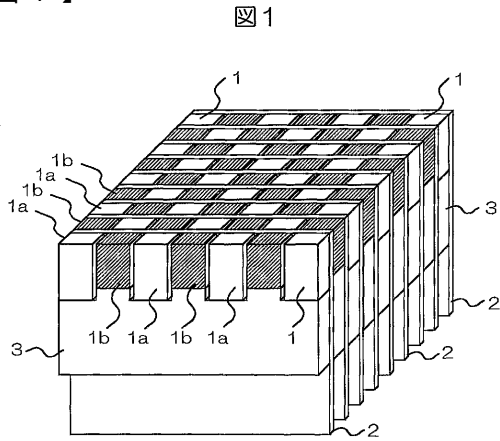
#### 【図面の簡単な説明】

図 1 は本発明による超音波探触子の第 1 の実施形態を示す概略構成図である。図 2 は上記超音波探触子の第 2 の実施形態を示す概略構成図である。図 3 は上記超音波探触子の第 3 の実施形態を示す概略構成図である。図 4 は図 1 乃至図 3 に示される第 1 乃至第 3 の実施形態における超音波探触子を構成する振動子素子群の構造を示す断面図である。図 5 は図

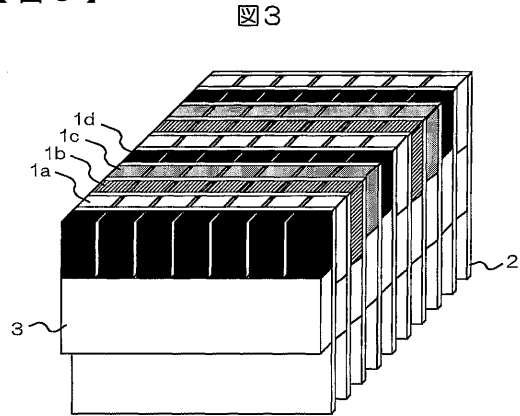
50

4 に示される超音波探触子を構成するフレキシブル基板の正面図である。図 6 はコンベックス型の超音波探触子を構成するフレキシブル基板の正面図である。図 7 は本発明の第 1 の実施形態における 2 種類の振動子素子群から構成される超音波探触子の周波数特性を示すグラフである。図 8 は本発明の第 2、第 3 の実施形態における 4 種類の振動子素子群から構成される超音波探触子の周波数特性を示すグラフである。図 9 は本発明の第 1 の実施形態における超音波探触子を用いた超音波診断装置を示すブロック図である。図 10 は図 9 に示される超音波診断装置の第 1 の変形例を示すブロック図である。図 11 は図 9 に示される超音波診断装置の第 2 の変形例を示すブロック図である。図 12 は図 9 に示される超音波診断装置の第 3 の変形例を示すブロック図である。

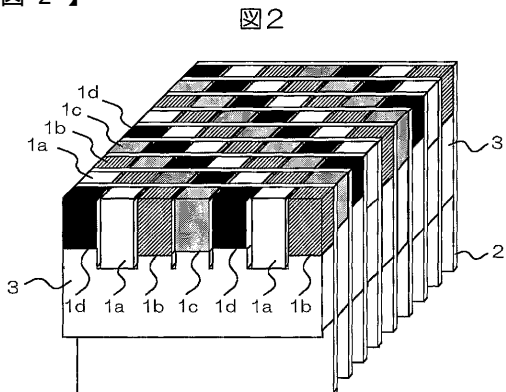
【 図 1 】



【 図 3 】

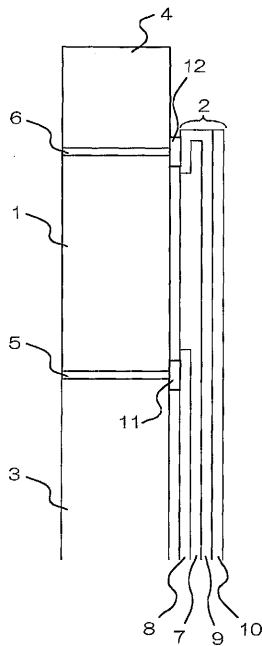


【 図 2 】



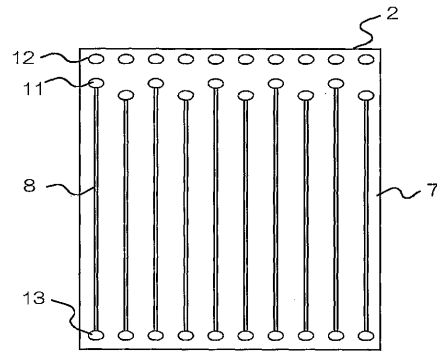
【 図 4 】

図4



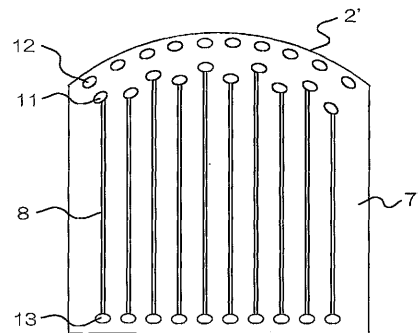
【 図 5 】

図5



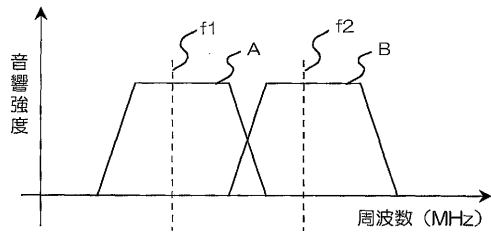
【 図 6 】

図6



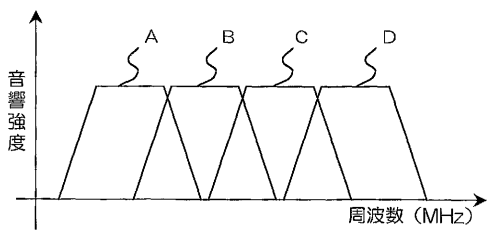
【 図 7 】

図7



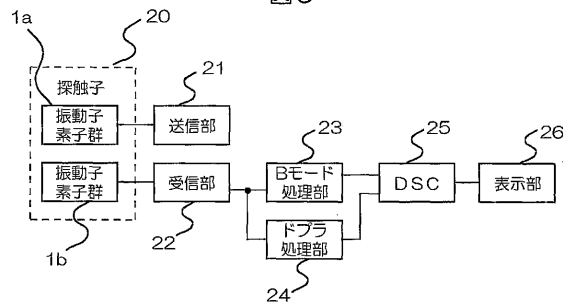
【 図 8 】

図8



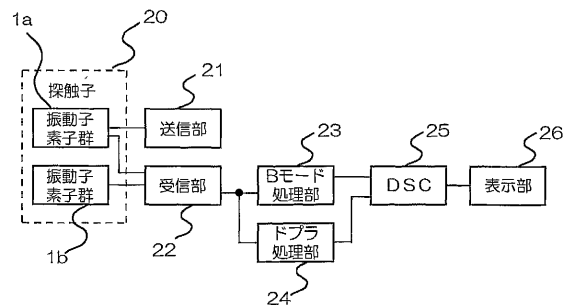
【 図 9 】

図9



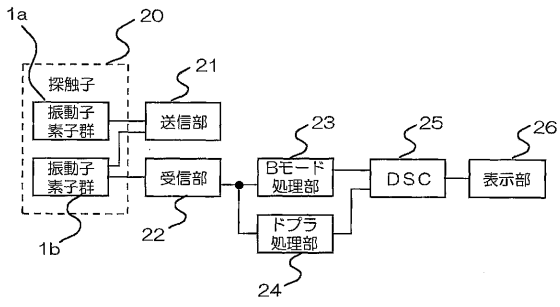
【 図 10 】

図10



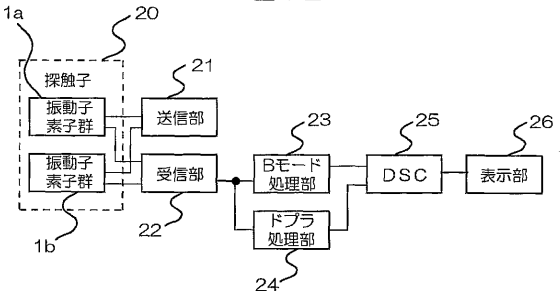
【図11】

図11



【図12】

図12



## 【国際調査報告】

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT   |   | International application No.<br>PCT/JP01/00701  |
|---|---|--|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER<br>Int. Cl. <sup>7</sup> A61B8/00   |   |  |
| 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)<br>Int. Cl. <sup>7</sup> A61B8/00-8/15<br>G01N29/00-29/28<br>H04R17/00  |   |  |
| Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched<br>Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2001<br>Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2001 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2001   |   |  |
| 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, 9-131344, A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.),<br>20 May, 1997 (20.05.97),<br>Column 11, line 8 to Column 12, line 43; Figs. 2 to 8<br>(Family: none)                 | 1-6  |
| X   | US, 5724976, A (Kabushiki Kaisha Toshiba),<br>10 March, 1998 (10.03.98),<br>Column 15, lines 38 to 50; Fig. 13<br>& JP, 8-182680, A & JP, 8-187245, A<br>& DE, 19548988, A1 | 1-6  |
| <input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.   |   |  |
| * Special categories of cited documents:<br>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance<br>"E" earlier document but published on or after the international filing date<br>"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)<br>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means<br>"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<br>"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<br>"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<br>"&" document member of the same patent family |
| Date of the actual completion of the international search<br>26 April, 2001 (26.04.01)  |   | Date of mailing of the international search report<br>15 May, 2001 (15.05.01)  |
| Name and mailing address of the ISA/<br>Japanese Patent Office  |   | Authorized officer   |
| Facsimile No.   |   | Telephone No.  |

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT  | International application No.<br>PCT/JP01/00701 |
|--|---|
| <b>Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)</b>   |   |
| This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:   |   |
| 1. <input type="checkbox"/> Claims Nos.:<br>because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:   |   |
| 2. <input type="checkbox"/> Claims Nos.:<br>because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:  |   |
| 3. <input type="checkbox"/> Claims Nos.:<br>because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).  |   |
| <b>Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)</b>   |   |
| This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:<br>The inventions of claims 1-6 relate to an ultrasonic probe, and the inventions of claims 7-12 relate to an ultrasonic diagnostic device. There is no technical relationship among the groups of inventions involving common "special technical features". |   |
| 1. <input type="checkbox"/> As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.   |   |
| 2. <input type="checkbox"/> As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.   |   |
| 3. <input type="checkbox"/> As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:   |   |
| 4. <input checked="" type="checkbox"/> No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:<br>Claims 1-6  |   |
| <b>Remark on Protest</b> <input type="checkbox"/> The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.<br><input type="checkbox"/> No protest accompanied the payment of additional search fees.  |   |

|   |   |                                      |
|---|---|--------------------------------------|
| 国際調査報告  |   | 国際出版番号 PCT/JPO1/00701                |
| A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))<br>Int. Cl <sup>7</sup> A61B8/00  |   |                                      |
| B. 調査を行った分野<br>調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))<br>Int. Cl <sup>7</sup> A61B8/00-8/15<br>G01N29/00-29/28<br>H04R17/00   |   |                                      |
| 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<br>日本国実用新案公報 1922-1996<br>日本国公開実用新案公報 1971-2001<br>日本国登録実用新案公報 1994-2001<br>日本国実用新案登録公報 1996-2001  |   |                                      |
| 国際調査で利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<br>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<br>請求の範囲の番号                     |
| X   | J P, 9-131344, A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社)<br>20. 5月. 1997 (20. 05. 97)<br>第11欄第8行目~第12欄第43行目、図2~8<br>(ファミリーなし) | 1-6                                  |
| <input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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<br>「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<br>「B」 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<br>「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)<br>「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献<br>「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願<br>の日の後に公表された文献<br>「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矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの<br>「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<br>「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<br>「&」 同一パテントファミリー文献 |   |                                      |
| 国際調査を完了した日  | 26. 04. 01  | 国際調査報告の発送日 15.05.01                  |
| 国際調査機関の名称及びあて先<br>日本国特許庁 (ISA/JIP)<br>郵便番号100-8915<br>東京都千代田区霞が関三丁目4番3号   | 特許庁審査官 (権限のある職員)<br>中横 利明   | 2W 9808<br>電話番号 03-3581-1101 内線 3290 |

| 国際調査報告              |  | 国際出願番号 PCT/JP01/00701 |
|---------------------|--|-----------------------|
| C (続き) 関連すると認められる文献 |  |                       |
| 引用文献の<br>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<br>請求の範囲の番号      |
| X                   | US, 5 7 2 4 9 7 6, A (Kabushiki Kaisha Toshiba)<br>10. 3月. 1998 (10. 03. 98)<br>第15欄第38~50行目、図13<br>& JP, 8-182680, A<br>& JP, 8-187245, A<br>& DE, 19548988, A1 | 1-6                   |

| 国際調査報告   | 国際出願番号 PCT/JPO1/00701 |
|--|-----------------------|
| <b>第I欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)</b>  |                       |
| 法第8条第3項 (PCT17条(2)(a))の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。  |                       |
| <ol style="list-style-type: none"> <li>1. <input type="checkbox"/> 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、</li> <li>2. <input type="checkbox"/> 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、</li> <li>3. <input type="checkbox"/> 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。</li> </ol>  |                       |
| <b>第II欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)</b>  |                       |
| 次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるこの国際調査機関は認めた。  |                       |
| 請求の範囲1-6は超音波探触子に関する発明であり、請求の範囲7-12は超音波診断装置に関する発明であり、両者の間には共通する「特別な技術的特徴」を含む技術的な関係がない。  |                       |
| <ol style="list-style-type: none"> <li>1. <input type="checkbox"/> 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。</li> <li>2. <input type="checkbox"/> 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。</li> <li>3. <input type="checkbox"/> 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。</li> <li>4. <input checked="" type="checkbox"/> 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。<br/>請求の範囲1-6</li> </ol> |                       |
| 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意<br><input type="checkbox"/> 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。<br><input type="checkbox"/> 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。  |                       |

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波探头和使用其的超声波诊断装置                                      |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JPWO2001056474A1</a>                       | 公开(公告)日 | 2004-04-30 |
| 申请号            | JP2001556173   | 申请日     | 2001-02-01 |
| [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<br>佐藤裕<br>佐野秀造                                    |         |            |
| 发明人            | 大澤 孝也<br>佐藤 裕<br>佐野 秀造                                 |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00 B06B1/06 G01N29/24 H04R17/00                  |         |            |
| CPC分类号         | B06B1/0629   |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00 G01N29/24.502 H04R17/00.332.A H04R17/00.332.Z |         |            |
| 其他公开文献         | JPWO2001056474A5                                       |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                              |         |            |

摘要(译)

在本发明中，为了加宽由超声波探头发送和接收的超声波的频率特性带并促进诸如谐波成像的调制处理并形成良好的三维超声波图像，发送和接收超声波。在以二维方式布置多个换能器元件的超声探头中，在二维矩阵中布置具有不同频率特性的多种换能器元件，并且布置一种换能器。选择频率特性，使得包括在元件组的频率特性中的频率特性是包括在另一类型的换能器元件组的频率特性中的频率特性的整数倍。

