

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3768911号**  
**(P3768911)**

(45) 発行日 平成18年4月19日(2006.4.19)

(24) 登録日 平成18年2月10日(2006.2.10)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 B 8/00 (2006.01)** A 6 1 B 8/00

請求項の数 3 (全 13 頁)

|           |                               |           |   |
|-----------|-------------------------------|-----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2002-109188 (P2002-109188)  | (73) 特許権者 | 390029791<br>アロカ株式会社<br>東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 |
| (22) 出願日  | 平成14年4月11日(2002.4.11)         | (74) 代理人  | 100075258<br>弁理士 吉田 研二                  |
| (65) 公開番号 | 特開2003-299648 (P2003-299648A) | (74) 代理人  | 100096976<br>弁理士 石田 純                   |
| (43) 公開日  | 平成15年10月21日(2003.10.21)       | (72) 発明者  | 竹内 秀樹<br>東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内       |
| 審査請求日     | 平成15年12月3日(2003.12.3)         | 審査官       | 右▲高▼ 孝幸                                 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

複数の振動素子を用いて生体に対して超音波パルスの送受波を行う超音波探触子と、  
当該超音波探触子に伝送ケーブルを介して接続され前記超音波探触子から超音波パルスを送波するための送波信号の生成及び生体で反射して前記超音波探触子で受波した超音波パルスに基づく受波信号から超音波画像を形成する装置本体と、  
を含む超音波診断装置であって、

前記複数の振動素子は2次元アレイを形成し、

前記伝送ケーブルを介して前記超音波探触子と装置本体との間で受け渡しされる送波信号及び受波信号は、伝送前に各振動素子に対応して時分割的に区切られてチップ化され、  
各チップは、前記伝送ケーブル内の共用信号線を利用して順次伝送され、

前記超音波探触子及び前記装置本体における送波信号及び受波信号のチップ化は、伝送前後で同期して順次閉路する複数の切り替えスイッチで構成されるスイッチアレイを用い、そのスイッチアレイが、前記2次元アレイを構成する複数の振動素子の行または列に対応した数形成されていることを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項2】

複数の振動素子からなり生体に対して超音波パルスの送受波を行う超音波探触子と、  
前記超音波探触子が接続され、当該超音波探触子から超音波パルスを送波するための送波信号の生成及び、生体で反射して超音波探触子で受波した超音波パルスに基づく受波信号から超音波画像を形成する装置本体と、

10

20

超音波探触子と装置本体とを接続し、送波信号及び受波信号の伝送を行う伝送ケーブルと、

前記装置本体側に設けられ、超音波パルスを発生させるための送波信号を各振動素子に対応して時分割的に区切ってチップ化し、伝送ケーブル内の共用信号線を利用して順次超音波振動子側に個別伝送する本体側時分割送信回路と、

前記超音波探触子側に設けられ、伝送されたチップ化された送波信号を順次所定の振動素子に供給し超音波パルスを合成する探触子側合成回路と、

前記超音波探触子側に設けられ、前記受波信号を各振動素子に対応して時分割的に区切ってチップ化し、前記共用信号線を介して順次装置本体側に個別伝送する探触子側時分割送信回路と、

装置本体側に設けられ、伝送されたチップ化された受波信号を順次合成して超音波画像を形成する超音波エコー信号にする本体側合成回路と、

を含み、

前記複数の振動素子は2次元アレイを形成し、

前記本体側時分割送信回路と前記探触子側合成回路と前記探触子側時分割送信回路と前記本体側合成回路は、伝送前後で同期して順次閉路する複数の切り替えスイッチで構成されるスイッチアレイをそれぞれ有し、そのスイッチアレイが、前記2次元アレイを構成する複数の振動素子の行または列に対応した数形成されていることを特徴とする超音波診断装置。

#### 【請求項3】

請求項1または2記載の装置において、

前記行または列に対応して複数形成されたスイッチアレイを順次選択する選択スイッチを含むことを特徴とする超音波診断装置。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

##### 【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置、特に、超音波の送受波を行う超音波探触子と装置本体との間で送受波信号を伝送する伝送ケーブルの信号線数を低減し、軽量化、細径化が可能な超音波診断装置の改良に関する。

##### 【0002】

##### 【従来の技術】

従来から、生体に超音波パルスを放射して、その生体表面または生体内部から反射して来る超音波エコー信号を取得して生体に関する超音波画像を形成し観察する超音波診断装置が広く普及している。超音波診断装置は、実際に超音波パルスの送受波を行う複数の振動素子から構成される超音波探触子と、前記振動素子による超音波パルスの送受波制御や超音波画像の形成処理を行う装置本体とで構成されている。そして、超音波探触子と装置本体とは、両者間で信号伝送を行う伝送ケーブルで接続されている。

##### 【0003】

図10には、従来の超音波診断装置100において、超音波探触子102と装置本体104と伝送ケーブル106の構成を説明する部分概略構造図が示されている。超音波探触子102は、複数の微細な振動素子(圧電素子)108aが所定形態(例えば、リニア状やマトリックス状)に配列されたアレイ振動子108とそれを収納するプローブハウジング110で構成されている。図10は、振動素子108aをリニア状に9個配列した例を示している。各振動素子108aには、個別に装置本体104側から延びる信号線106aが接続されている。信号線106aは、振動素子108aの個数分存在し、それらを束ねて信号伝送用の伝送ケーブル106を構成している。

##### 【0004】

また、伝送ケーブル106は、その端部に形成されたコネクタ112により装置本体104と接続されている。この装置本体104には、各信号線106aに対応したプリアンプ(または、送信用パルサー)114、超音波のビームステアリング及び(または)ビームフ

10

20

30

40

50

オーミングするためのディレイ回路) 116、加算回路(または、送信用トリガパルス分配回路) 118等を含んでいる。なお、前述した装置本体104の構成は、信号の出入口付近の構成のみであり、この他、信号処理系や画像処理系等の構成が含まれる。

【0005】

このように構成される超音波診断装置100を動作させる場合、装置本体104側から所定のタイミングで送波信号が、各信号線106aを介して対応する振動素子108aに供給され、超音波探触子102から超音波パルスが送出される。また、生体から反射してきた超音波エコーは、送波時とは逆に各振動素子108aで受波され、各信号線106aを介して装置本体104に供給され、超音波画像の形成に利用される。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

前述したように、従来の超音波診断装置100は、超音波探触子102の各振動素子108aと、装置本体104側の回路とは、個別の信号線106aを用いて1:1で接続されていた。つまり、振動素子108aの個数分の信号線106aが使用されていた。その結果、信号線106aの集合体である伝送ケーブル106が太くなると共に、その重量も増大していた。超音波探触子102は、操作者が直接手に持って、超音波画像を取得したい部位に移動するため、超音波探触子102に連なる伝送ケーブル106が太く屈曲性が低下したり、重たくなることは、超音波探触子102の操作性の低下に直接繋がるといった問題がある。この問題は、振動素子の数の増加、つまり、超音波画像の高精細化に伴い振動素子の素子数が増大すると顕著に表れる。

【0007】

本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、高精細化に伴い振動素子数が増加しても伝送ケーブルの細径化、軽量化が可能であり、操作性の維持及び向上を行うことのできる超音波探触子を有する超音波診断装置を得ることを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】

上記のような目的を達成するために、本発明は、複数の振動素子を用いて生体に対して超音波パルスの送受波を行う超音波探触子と、当該超音波探触子に伝送ケーブルを介して接続され前記超音波探触子から超音波パルスを送波するための送波信号の生成及び生体で反射して前記超音波探触子で受波した超音波パルス(エコー)に基づく受波信号から超音波画像を形成する装置本体と、を含む超音波診断装置であって、前記複数の振動素子は2次元アレイを形成し、前記伝送ケーブルを介して前記超音波探触子と装置本体との間で受け渡しされる送波信号及び受波信号は、伝送前に各振動素子に対応して時分割的に区切られてチップ化され、各チップは、前記伝送ケーブル内の共用信号線を利用して順次伝送され、前記超音波探触子及び前記装置本体における送波信号及び受波信号のチップ化は、伝送前後で同期して順次閉路する複数の切り替えスイッチで構成されるスイッチアレイを用い、そのスイッチアレイが、前記2次元アレイを構成する複数の振動素子の行または列に対応した数形成されていることを特徴とする。

【0009】

また、上記のような目的を達成するために、本発明は、複数の振動素子からなり生体に対して超音波パルスの送受波を行う超音波探触子と、前記超音波探触子が接続され、当該超音波探触子から超音波パルスを送波するための送波信号の生成及び、生体で反射して超音波探触子で受波した超音波パルス(エコー)に基づく受波信号から超音波画像を形成する装置本体と、超音波探触子と装置本体とを接続し、送波信号及び受波信号の伝送を行う伝送ケーブルと、前記装置本体側に設けられ、超音波パルスを発生させるための送波信号を各振動素子に対応して時分割的に区切ってチップ化し、伝送ケーブル内の共用信号線を利用して順次超音波振動子側に個別伝送する本体側時分割送信回路と、前記超音波探触子側に設けられ、伝送されたチップ化された送波信号を順次所定の振動素子に供給し超音波パルスを合成する探触子側合成回路と、前記超音波探触子側に設けられ、前記受波信号を各振動素子に対応して時分割的に区切ってチップ化し、前記共用信号線を介して順次装置

10

20

30

40

50

本体側に個別伝送する探触子側時分割送信回路と、装置本体側に設けられ、伝送されたチップ化された受波信号を順次合成して超音波画像を形成する超音波エコー信号にする本体側合成回路と、を含み、前記複数の振動素子は2次元アレイを形成し、前記本体側時分割送信回路と前記探触子側合成回路と前記探触子側時分割送信回路と前記本体側合成回路は、伝送前後で同期して順次閉路する複数の切り替えスイッチで構成されるスイッチアレイをそれぞれ有し、そのスイッチアレイが、前記2次元アレイを構成する複数の振動素子の行または列に対応した数形成されていることを特徴とする。

【0010】

この構成によれば、伝送前にチップ化された送波信号や受波信号は、各振動素子毎に順次伝送ケーブル内の共用信号線を介して伝送される。その結果、伝送ケーブルの信号線の本数の低減が可能で、伝送ケーブルの細径化、軽量化を行うことができる。

10

【0011】

上記のような目的を達成するために、本発明は、上記構成において、前記送波信号及び受波信号のチップ化は、伝送前後で同期して順次閉路する複数の切り替えスイッチで構成されるスイッチアレイを用いて行うことを特徴とする。

【0012】

また、上記のような目的を達成するために、本発明は、上記構成において、前記本体側時分割送信回路と探触子側合成回路、及び探触子側時分割送信回路と本体側合成回路とは、伝送前後で同期して順次閉路する複数の切り替えスイッチで構成されるスイッチアレイをそれぞれ有することを特徴とする。

20

【0013】

ここで、切り替えスイッチは、超音波探触子から送波したい超音波パルスの周波数及び受波したい超音波エコーの周波数より早い周波数で切り替わればよい。この構成によれば、従来と同様な超音波パルスを容易に形成することができる。

【0014】

上記のような目的を達成するために、本発明は、上記構成において、前記複数の振動素子は、2次元アレイを形成していることを特徴とする。

【0015】

この構成によれば、伝送ケーブルの細径化、軽量化を行いつつ、高精細の超音波画像を得ることができる。

30

【0016】

上記のような目的を達成するために、本発明は、上記構成において、前記スイッチアレイは、2次元アレイを構成する複数の振動素子の行または列に対応した数形成されていることを特徴とする。

【0017】

この構成によれば、スイッチアレイの数に対応した共用信号線の利用のみで信号の伝送を行うことができるので、振動素子数が増加しても伝送ケーブルの細径化、軽量化を容易に行うことができる。

【0018】

上記のような目的を達成するために、本発明は、上記構成において、前記行または列に対応して複数形成されたスイッチアレイを順次選択する選択スイッチを含むことを特徴とする。

40

【0019】

この構成によれば、全ての振動素子に対する送波信号、受波信号のチップの伝送を1本の共用信号線を用いて行うことができるので、伝送ケーブルの細径化、軽量化を完全に行うことができる。

【0020】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施の形態（以下、実施形態という）を図面に基づき説明する。

【0021】

50

図1には、本実施形態の超音波診断装置10の伝送ケーブル12を中心とした部分概略構造図が示されている。超音波診断装置10は、従来と同様に、実際に超音波パルスの送受波を行う複数の振動素子14(1)~14(8)から構成されるアレイ振動子14と、当該アレイ振動子14を収納するプローブハウジング16からなる超音波探触子18と、前記アレイ振動子14による超音波パルスの送受波制御や超音波画像の形成処理を行う装置本体20とで構成されている。なお、図1においては説明を簡略化するために、振動素子を8個リニア状に配列した例について説明する。また、アレイ振動子14は、複数の微細な振動素子(圧電素子)14(1)~14(8)がリニア状に配列されている例を説明するが、マトリックス状に配列する場合(後述する)もある。そして、超音波探触子18と装置本体20とは、両者間で信号伝送を行う伝送ケーブル12で接続されている。伝送ケーブル12の端部はコネクタ22によって、装置本体20に電氣的に接続できるようになっている。

10

#### 【0022】

装置本体20には、ヘッドアンプ24、超音波のビームフォーミングを行うためのディレイ回路26、加算回路28等を含んでいる。なお、図1においても装置本体20の構成は、信号の出入口付近の構成のみを示している。

#### 【0023】

本実施形態の特徴的事項は、超音波探触子18と装置本体20との間で、伝送ケーブル12を介して伝送される受波信号(及び送波信号)は、その伝送前に超音波探触子18の各振動素子14(1)~14(8)に対応して時分割的に区切られてチップ化され、各チップが、伝送ケーブル12内の共用信号線を利用して順次伝送される場所である。これにより、送波信号及び受波信号の伝送に使用される共用信号線の本数、つまり、伝送ケーブル12を構成する信号線の本数を低減し、伝送ケーブル12の細径化及び軽量化を実現するものである。

20

#### 【0024】

このため、本実施形態においては、図1に示すように、受波動作を行う場合、超音波探触子18側に、生体から反射してきた超音波パルス(エコー)を受信した各振動素子14(1)~14(8)から得られる受波信号を各振動素子14(1)~14(8)に対応して時分割的に区切ってチップ化し、共用信号線(図1の場合、1本)12aを介して順次装置本体20側に個別伝送する探触子側時分割送信回路30が設けられている。また、装置本体20側には、チップ化され伝送された受波信号を順次合成して超音波画像を形成する超音波エコー信号にする本体側合成回路32が設けられている。本実施形態において、探触子側時分割送信回路30と本体側合成回路32とは、伝送前後で同期して順次閉路する複数の切り替えスイッチで構成されるスイッチアレイ30a, 32aで構成されている。このスイッチアレイ30a, 32aは、各振動素子14(1)~14(8)の数に対応して形成されている。すなわち、図1においては、8個のスイッチ1~8が形成され、それぞれが高速でスイッチング可能になっている。なお、装置本体20のスイッチアレイ32aとディレイ回路26との間には、サンプルホールド回路34が挿入され、受波信号の保持が行えるようになっている。

30

#### 【0025】

このように構成される超音波診断装置10の動作時におけるタイミングチャートが図2に示されている。図1に示すアレイ振動子14の各振動素子14(1)~14(8)に、それぞれ、図2に示すような受波信号が受信されたとして説明する。

40

#### 【0026】

図2において、波形の太線部分に相当する時間だけ振動素子14(1)~14(8)に対応するスイッチアレイ30aのスイッチ1~8及びスイッチアレイ32aのスイッチ1~8のうち、対応する1つのスイッチが閉じるようになっている。つまり、スイッチアレイ30a, 32aの同じ番号のスイッチ同士が連動して閉路している。スイッチ1~8が順に所定時間閉路することにより、その閉じている間に、スイッチ1~8に対応する振動素子14(1)~14(8)で受信した受波信号が時分割的に区切られてチップ化され、共用信号線12aを介して、装置本体20側に伝送することになる。

50

例えば、スイッチ 1 が閉じている間にスイッチ 1 に対応する振動素子 14 (1) で受信した受波信号のチップが、対応する装置本体 20 側のスイッチ 1 を介してサンプルホールド回路 34 に伝送される。同様にスイッチ 2 が閉じれば、振動素子 14 (2) で受信した受波信号のチップ、スイッチ 3 が閉じれば、振動素子 14 (3) で受信した受波信号のチップがそれぞれ、同一の共用信号線 12 a を介して装置本体 20 側に伝送される。

#### 【0027】

ここで、スイッチ 1 が閉じ終わってから一巡してもう一度スイッチ 1 が閉じるまでの時間を振動素子に受信した信号の周波数スペクトラムの上限の 2 倍以上になるように設定すると、公知のサンプリング定理からディレイ回路 26 には、図 1 に示したスイッチアレイ 30 a, 32 a を用いない構成と全く同じ波形を入力することができる。なお、スイッチ 1 ~ 8 の動作は、スイッチアレイ 30 a, 32 a が連動して動作して同じ番号のスイッチ 1 ~ 8 が動作すれば、その動作順序は任意であり、同様な波形を得ることができる。

10

#### 【0028】

図 1 では、リニア状に配列された 8 個の振動素子 14 (1) ~ 14 (8) からなるアレイ振動子 14 を示したが、図 3 には、複数の振動素子 36 a をマトリックス状に配列し、2 次元アレイ振動子 36 を形成した場合に、上述した受波信号 (または送波信号) を各振動素子 36 a に対応して時分割的に区切ってチップ化し、共用信号線 12 a を介して順次装置本体 20 側に個別伝送するための 2 次元アレイ振動子 36 側のスイッチアレイ 38 及び共用信号線 12 a の関係を示している。図 3 の場合、9 x 9 (合計 81 個) の振動素子 36 a で構成した 2 次元アレイ振動子 36 を示し、図 1 に示すスイッチアレイ 30 a と同様なスイッチアレイ (スイッチ 1 ~ 9) が 9 本 (一部省略) 配置された例が示されている。従って、共用信号線 12 a は、(a) ~ (i) の 9 本を使用することになる。各スイッチ 1 ~ 9 の動作は、図 1 に示すものと同じである。

20

#### 【0029】

このように、従来少なくとも 81 本の信号線が必要であったものを図 3 の構成によれば、9 本の信号線で従来と同様な超音波パルスの送受波が可能となり、伝送ケーブル 12 を従来のものに比べて約 1/9 の太さにすることができる。すなわち、伝送ケーブル 12 の細径化と軽量化を行うことができる。

30

#### 【0030】

図 4 には、図 3 の 2 次元アレイ振動子 36 に対する送受波の伝送を更に少ない共用信号線 12 a、具体的には 1 本の共用信号線 12 a で 81 個の振動素子 36 a の送受波の伝送を行う構成を示している。図 4 の場合、図 3 の構成において、各スイッチアレイ 38 を順次選択する選択スイッチ 40 を備えている。この選択スイッチ 40 の構造はスイッチアレイ 38 と同じでよい。選択スイッチ 40 でスイッチアレイ 38 を順次選択することにより、送受波信号を完全にシリアルに伝送することが可能となる。図 4 の構成の場合、図 3 の構成より早い切り替え速度が必要になるが、伝送ケーブル 12 の細径化と軽量化を更に行うことが可能になり、超音波探触子の使い勝手を向上することができる。つまり、伝送ケーブル 12 の細径化や軽量化を十分に行いたい場合には、図 4 のような選択スイッチ 40 を使用した構成とし、低コスト化 (切り替え速度があまり早くない安価なスイッチアレイの使用) を行いたい場合には、図 3 のような構成を選択することが可能になり、超音波診断装置 10 に対する性能やコストの要求に応じた選択を行うことが好ましい。

40

#### 【0031】

図 5 には、装置本体 20 の更に詳細な回路ブロック図が示され、図 6 には、超音波探触子 18 の更に詳細な回路ブロック図が示されている。なお、図 5、図 6 は、図 1 と同様に 8 個の振動素子 14 (1) ~ 14 (8) を有する場合を示している。また、図 7 ~ 9 は、送受される信号のタイミングチャートを示したものである。以下、回路ブロック図とタイミングチャートを用いて、詳細な動作説明を行う。なお、図 5, 6 の構成において、伝送ケーブル 12 は、前述した送受波伝送用の共用信号線 12 a 以外に、クロック (CLOCK) 信号線 1

50

2 b、リセット (RESET) 信号線 1 2 c、電源供給線 1 2 d 等の制御線を含んでいる。

【 0 0 3 2 】

まず、装置本体 2 0 内の同期信号発生回路 4 2 からクロック信号 a とリセット信号 b を発生し、装置本体 2 0 側のバイナリーカウンタ 4 4 a に入力する。バイナリーカウンタ 4 4 a からの出力は、デコーダー 4 6 a によって、信号 c ~ j になる。この信号 c ~ j が “ L ” の時間だけスイッチアレイ 3 2 b のそれぞれのスイッチ 1 ~ 8 をオンする。そして、図示しないパルス発生器から送波信号として送出される図 5 に示す送信用トリガパルス (1) ~ (8) がバッファアレイ 4 8 を介してスイッチアレイ 3 2 b に入り、スイッチ 1 ~ 8 のオンしている期間に相当する電圧がコンデンサ 5 0 に蓄えられ保持される。つまり、図 7 の中段以下に示す波形において、振動素子 1 4 (1) ~ 1 4 (8) に対応して太線で示す時間に相当する電圧がコンデンサ 5 0 に蓄えられる。スイッチアレイ 3 2 b の各スイッチ 1 ~ 8 は、図 7 のタイミングチャートの信号 c ~ j に見られるように、リセット信号 b が到来するごとに、各チャンネルで 1 回だけスイッチをオンする。

10

【 0 0 3 3 】

時々刻々変化するコンデンサ 5 0 の変化端子電圧は、バッファ 5 2、ダイオード 5 4 を経て、伝送ケーブル 1 2 の共用信号線 1 2 a に送られる。つまり、超音波探触子 1 8 に超音波パルスを発生させるための送波信号を、伝送前に各振動素子 1 4 (1) ~ 1 4 (8) に対応して時分割的に区切られたチップとして伝送することになる。チップに分解された送波信号の波形を図 7 の波形 k で示す。

【 0 0 3 4 】

20

波形 k は、図 6 に示す超音波探触子 1 8 側のダイオード 5 6、ドライバ 5 8 を経由し、スイッチアレイ 3 0 b に供給される。このスイッチアレイ 3 0 b は、装置本体 2 0 側の同期信号発生回路 4 2 から供給されるクロック信号 a とリセット信号 b により動作するバイナリーカウンタ 4 4 b 及びデコーダー 4 6 b によって供給される信号 c ~ j (図 8 参照) によって、その信号が “ L ” の間だけスイッチアレイ 3 0 b のスイッチ 1 ~ 8 を選択的にオンする。そして、オンの時間に相当する電圧がコンデンサ 6 0 に蓄積保持される。

【 0 0 3 5 】

ナイキストフィルター付きのパルスアンプアレイ 6 2 は、リセット信号 b の「 1 / 周期」が図 5 の送信用トリガパルスが持っている周波数成分の 2 倍以上であれば、公知のサンプリング定理から図 5 の送信用トリガパルスと全く相似の波形 (図 8 の下段) を振動素子 1 4 (1) ~ 1 4 (8) に対して生成することができる。そして、各振動素子 1 4 (1) ~ 1 4 (8) は、図 8 の下段の波形の太線で示す時間に対応する時間だけ励振され超音波パルスを送信して、全体として、図 1 0 の構成で送波できる超音波パルスと同じ超音波パルスを送波することになる。なお、ナイキストフィルターとは、 1 / 2 周期にカットオフ周波数があるローパスフィルターである。

30

【 0 0 3 6 】

このように、超音波パルスを発生させるための送波信号を各振動素子 1 4 (1) ~ 1 4 (8) に対応して時分割的に区切ってチップ化し、伝送ケーブル 1 2 内の共用信号線 1 2 a を利用して順次超音波探触子 1 8 側に個別伝送し、伝送されたチップ化された送波信号を順次所定の振動素子 1 4 (1) ~ 1 4 (8) に供給し超音波パルスを合成することにより、従来と同様な超音波パルスの送信制御を最低 1 本の信号線で行うことが可能となる。なお、図 5 のスイッチアレイ 3 2 b が、超音波パルスを発生させるための送波信号を各振動素子に対応して時分割的に区切ってチップ化し、伝送ケーブル 1 2 内の共用信号線 1 2 a を利用して順次超音波探触子 1 8 側に個別伝送する本体側時分割送信回路に相当し、図 6 のスイッチアレイ 3 0 b が伝送されたチップ化された送波信号を順次所定の振動素子に供給し超音波パルスを合成する探触子側合成回路に相当する。

40

【 0 0 3 7 】

次に、複数の各振動素子 1 4 (1) ~ 1 4 (8) で構成されたアレイ振動子 1 4 から送波され、生体で反射してきた超音波パルスの受波について説明する。

50

## 【0038】

アレイ振動子14の各振動素子14(1)~14(8)で受波した超音波パルス(超音波エコー信号)は、ヘッドアンプアレイ64のそれぞれのアンプに振動素子14(1)~14(8)ごとに入力され振幅を増強した後、スイッチアレイ30aの各スイッチ1~8に入力される。このスイッチアレイ30aも前述したバイナリーカウンタ44bとデコーダ46bから与えられる信号c~jにより他のスイッチアレイと同じタイミングで動作する。その結果、図9の超音波エコー信号の波形の太線で示される時間だけオンして、波形のサンプリングが行われる。そして、オンの時間に相当する電圧がコンデンサ66に蓄積保持される。コンデンサ66の時々刻々変化する端子電圧は、バッファ68、ダイオード70を経由して、伝送ケーブル12の共用信号線12a(送信用トリガパルスのチップを伝送したものと同一信号線)に送られる。つまり、振動素子14(1)~14(8)で受波された超音波パルス(超音波エコー)が各振動素子14(1)~14(8)に対応して時分割的に区切られたチップとして伝送される。チップに分解された超音波エコー信号(受波信号)の波形を図9の波形mで示す。

10

## 【0039】

波形mは、ダイオード72、バッファ74を経由して、スイッチアレイ32aに供給される。スイッチアレイ32aは、図5におけるバイナリーカウンタ44a、デコーダ46aと全く同じクロック信号aとリセット信号bにより発生する信号c~jによって、その信号c~jの“L”時間だけ対応するスイッチ1~8をいずれか1つをオンする。そして、オンの時間に相当する電圧がコンデンサアレイ76の対応するコンデンサに蓄積保持される。この時、リセット信号bの「1/周期」が図5の超音波パルス(超音波エコー信号)が持っている周波数成分の2倍以上あれば、公知のサンプリング定理から超音波エコー信号と全く相似の波形を生成することができる。その後、図1に示すように、サンプルホールド回路、ディレイ回路、加算回路等を経て、超音波画像作成のための公知の信号処理が行われる。

20

## 【0040】

なお、図6においては、ヘッドアンプアレイ64を超音波探触子18側に設け、受波した信号を増幅してから共用信号線12aに供給し伝送しているため、共用信号線12aを通過する信号は所定強度に増幅され安定的に伝送される。一方、図1に示すように、装置本体20側にヘッドアンプ24を設け、伝送後に増幅するようにすると、ヘッドアンプはアレイ化する必要がなく、回路のシンプル化が可能であるが、その反面共用信号線12aを通過する信号が微弱になる可能性が生じるので、超音波診断装置10の構成やコストに応じて、回路構成を適宜選択することが望ましい。

30

## 【0041】

このように、受波した受波信号、すなわち超音波パルス(超音波エコー信号)を各振動素子14(1)~14(8)に対応して時分割的に区切ってチップ化し、共用信号線12aを介して伝送し、そのチップ化された受波信号を順次合成して超音波画像を形成する超音波エコー信号にすることにより、従来と同様な超音波パルスの受波制御を最低1本の共用信号線12aで行うことが可能となる。なお、図6のスイッチアレイ30bが探触子側時分割送信回路に相当し、図5のスイッチアレイ32aが伝送されたチップ化された受波信号を順次合成して超音波画像を形成する超音波エコー信号にする本体側合成回路に相当する。

40

## 【0042】

以上説明したように、各スイッチアレイを連動して動作させることにより、必要最小限の共用信号線12aによりチップ化した信号の伝送をスムーズに行うことが可能となり、超音波探触子18と装置本体20とを接続する伝送ケーブル12の細径化と軽量化を容易に行うことができる。なお、前記細径化は伝送ケーブル12の柔軟性の向上にも寄与し、超音波探触子18の使い勝手の向上に繋がる。

## 【0043】

図5、図6の説明では、図1と同様にリニア状に配列して8個の振動素子14(1)~14(8)について説明したが、図3、4に示すように、マトリックス状に配列した振動素子に関

50

してもアレイスイッチの数を増加することにより同様な制御を行うことが可能で、同様な効果を得ることができる。

【 0 0 4 4 】

また、図 5 , 6 の回路構成は一例であり、超音波探触子と装置本体との間で受け渡しされる送波信号及び受波信号が、伝送前に各振動素子に対応して時分割的に区切られてチップ化され、各チップが、伝送ケーブル内の共用信号線を利用して順次伝送される構成であれば、回路構成を適宜変更可能であり、同様な効果を得ることができる。

【 0 0 4 5 】

【 発明の効果 】

本発明によれば、送波信号や受波信号は、超音波探触子と装置本体との間を接続する伝送ケーブルを介して伝送される前に、チップ化され各振動素子毎に順次伝送ケーブル内の共用信号線を介して伝送される。その結果、伝送ケーブルの信号線の本数の低減が可能で、伝送ケーブルの細径化、軽量化を行うことができる。そして、超音波探触子の使い勝手の向上を容易に行うことができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置の伝送ケーブルを中心とした受波回路を説明する部分概略構造図である。

【 図 2 】 図 1 に示す本実施形態の超音波診断装置の信号伝送時のタイミングチャートである。

【 図 3 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置において、振動子アレイが 2 次元マトリックス状に配置される場合の各振動素子とスイッチアレイと共用信号線の関係を説明する説明図である。

【 図 4 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置において、振動子アレイが 2 次元マトリックス状に配置される場合の各振動素子とスイッチアレイと選択スイッチと共用信号線の関係を説明する説明図である。

【 図 5 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置の装置本体の詳細な回路ブロック図である。

【 図 6 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置の超音波探触子の詳細な回路ブロック図である。

【 図 7 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置の装置本体において、チップ化された送信用トリガパルス（送波信号）を説明するタイミングチャート図である。

【 図 8 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置の超音波探触子において、送信したチップ（送波信号）に基づいて再生された送信用トリガパルスを説明するタイミングチャート図である。

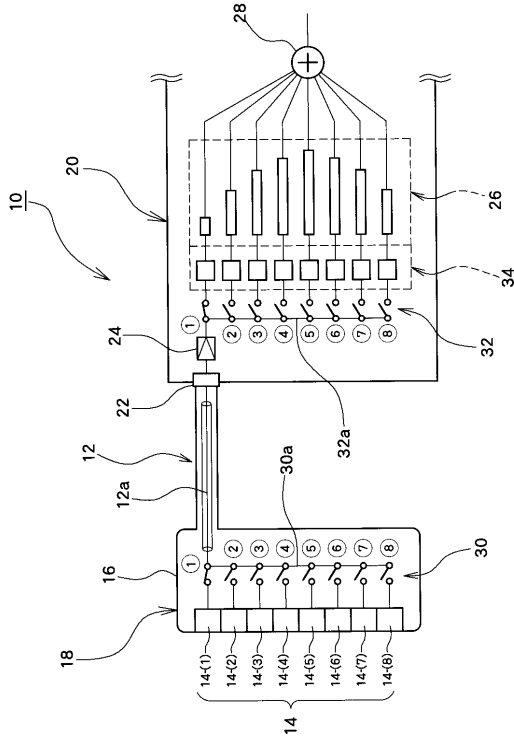
【 図 9 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置の超音波探触子において、受波した超音波パルス（超音波エコー信号）のチップ化を説明するタイミングチャート図である。

【 図 10 】 従来の超音波診断装置の伝送ケーブルを中心とした受波回路を説明する部分概略構造図である。

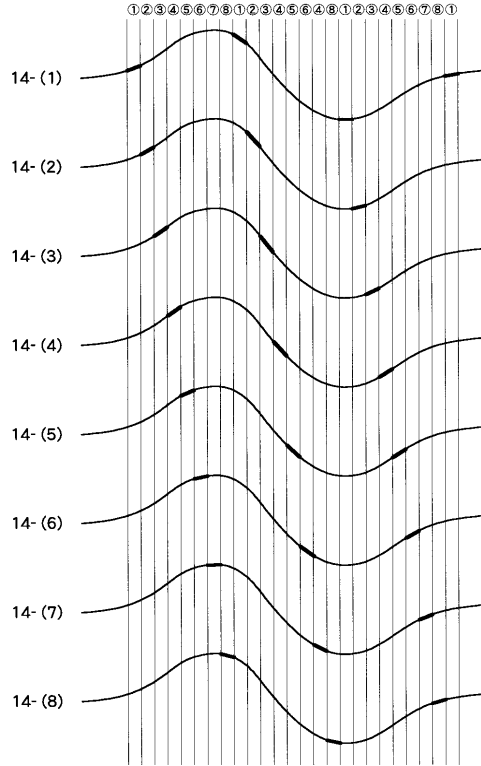
【 符号の説明 】

1 0 超音波診断装置、 1 2 伝送ケーブル、 1 2 a 共用信号線、 1 4 アレイ振動子、 1 4 (1) ~ 1 4 (8) 振動素子、 1 6 プロブハウジング、 1 8 超音波探触子、 2 0 装置本体、 2 2 コネクタ、 2 4 ヘッドアンプ、 2 6 デイレイ回路、 2 8 加算回路、 3 0 探触子側時分割送信回路、 3 0 a , 3 2 a スwitchアレイ、 3 2 本体側合成回路、 3 4 サンプルホールド回路。

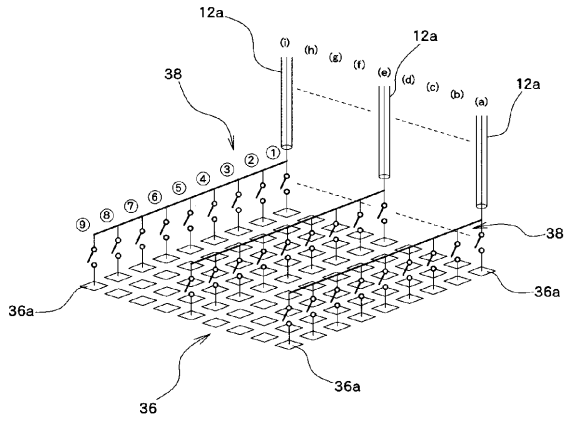
【図1】



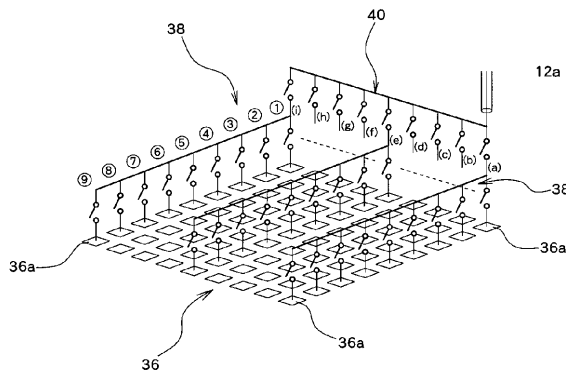
【図2】



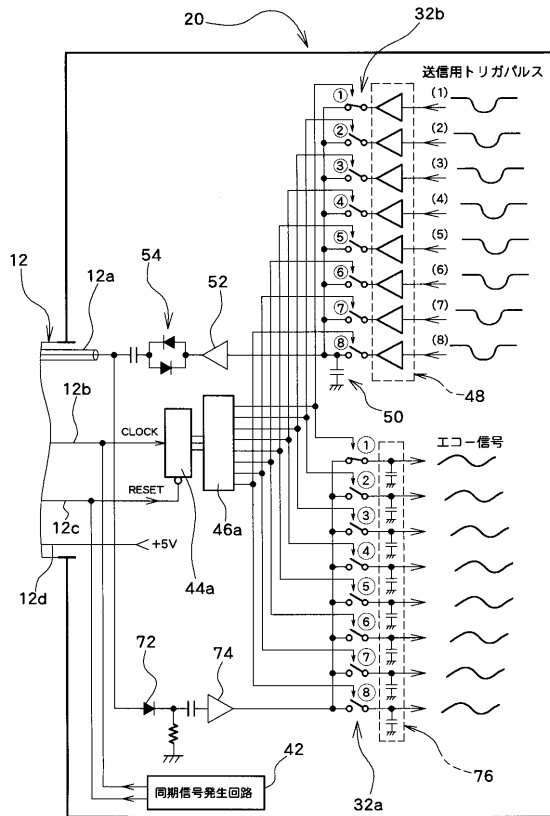
【図3】



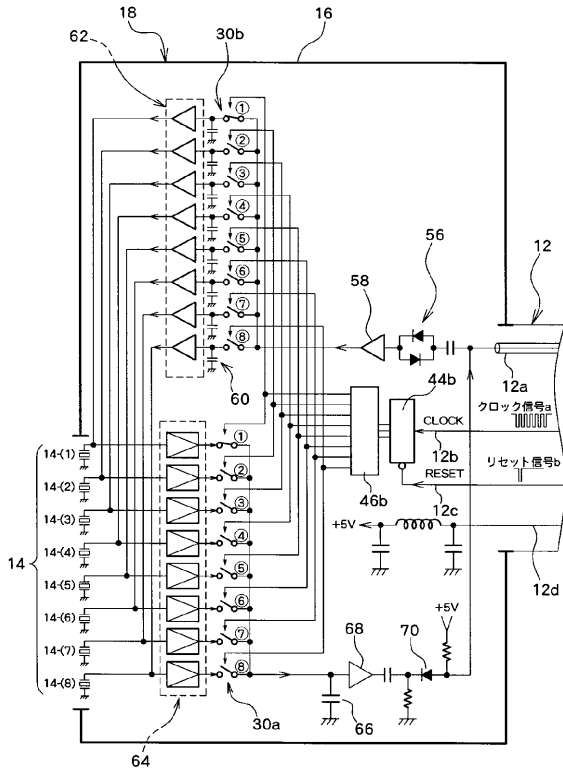
【図4】



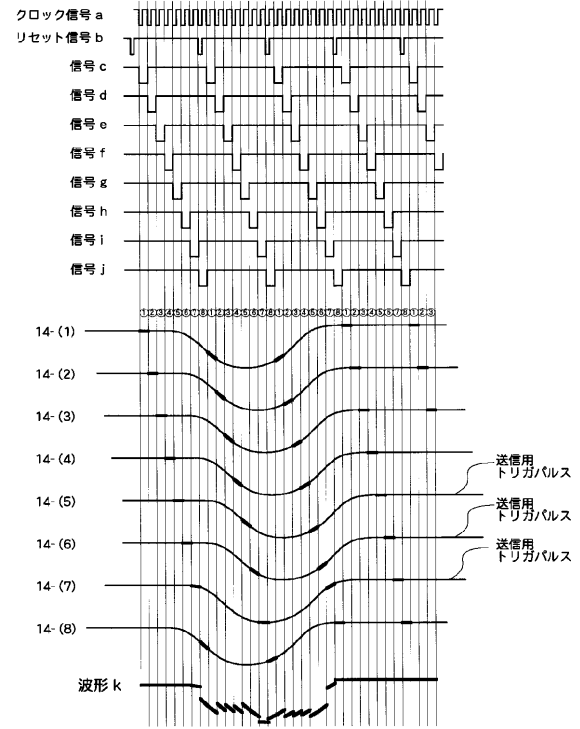
【図5】



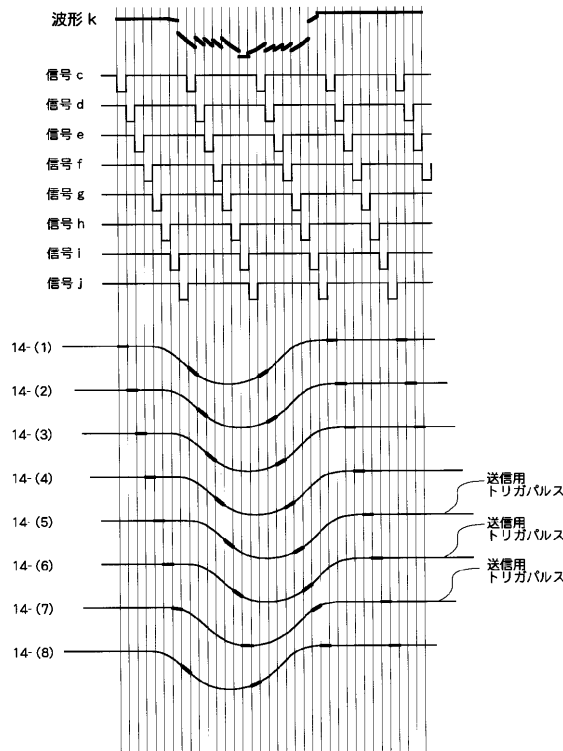
【 図 6 】



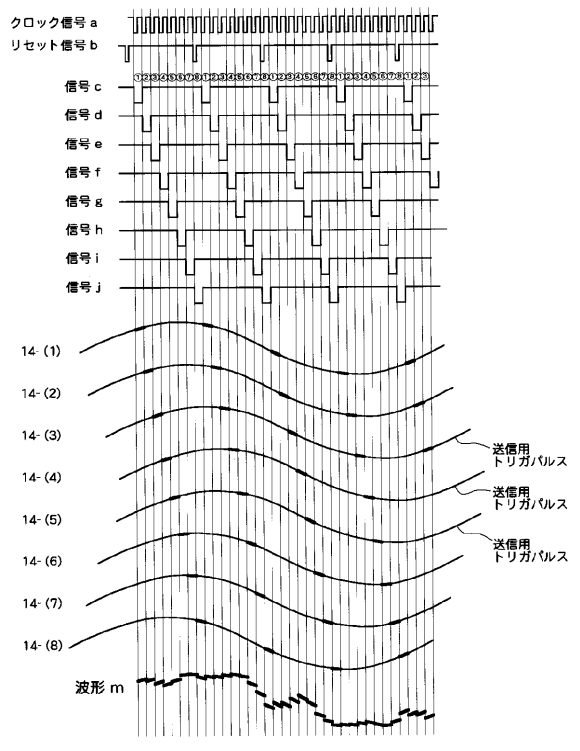
【 図 7 】



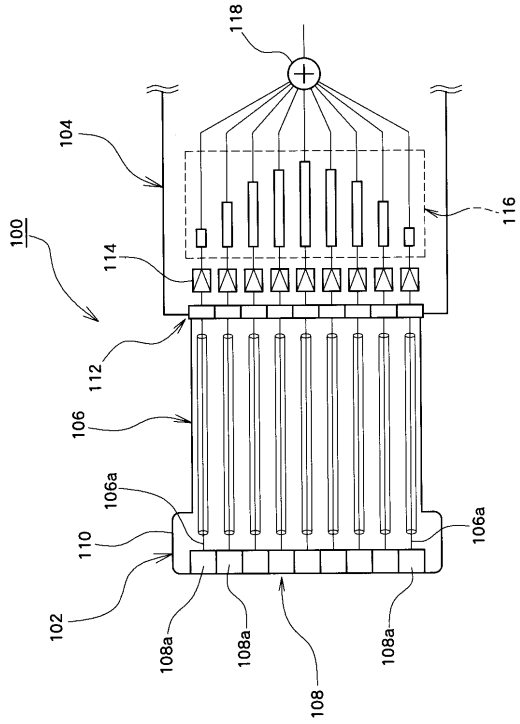
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 実開昭62 - 84406 ( J P , U )  
特開平6 - 335091 ( J P , A )  
特開平7 - 218619 ( J P , A )  
特開2000 - 69593 ( J P , A )  
特開2001 - 161687 ( J P , A )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)  
A61B 8/00

|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP3768911B2</a>  | 公开(公告)日 | 2006-04-19 |
| 申请号            | JP2002109188   | 申请日     | 2002-04-11 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 日立阿洛卡医疗株式会社  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 阿洛卡有限公司  |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 阿洛卡有限公司  |         |            |
| [标]发明人         | 竹内秀樹   |         |            |
| 发明人            | 竹内 秀樹  |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00   |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00 A61B8/14  |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C301/AA02 4C301/BB22 4C301/EE12 4C301/EE16 4C301/GB03 4C301/GB09 4C301/HH01 4C301/HH11 4C301/HH60 4C301/JA13 4C301/JA17 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB07 4C601/EE13 4C601/GA02 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB21 4C601/GD12 4C601/HH04 |         |            |
| 代理人(译)         | 吉田健治<br>石田 纯   |         |            |
| 其他公开文献         | JP2003299648A  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>  |         |            |

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断设备，即使增加振荡元件的数量，也能够减薄和减轻用于连接超声波探头和设备主体的传输电缆，并提高可操作性。解决方案：通过传输电缆12在超声波探头18和设备主体20之间传输的波接收信号通过安装的开关阵列30a在分时状态下被分割，以接收对应于每个振动元件的波。如图14(1)-14(8)所示，利用传输电缆12中的公共信号线12a连续地串行传输芯片。波形由开关阵列32a再现，用于在传输之后接收波。用于产生超声脉冲的波发送信号在由用于波发送的开关阵列进行削波的状态下发送。结果，超声波探头18和装置主体20之间的超声波的发送和接收可以仅由公共信号线12a执行，并且传输电缆12可以变薄和变轻。之

【图2】

