

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5921133号  
(P5921133)

(45) 発行日 平成28年5月24日 (2016.5.24)

(24) 登録日 平成28年4月22日 (2016.4.22)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 3 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2011-229516 (P2011-229516)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成23年10月19日 (2011.10.19)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(65) 公開番号	特開2013-85745 (P2013-85745A)	(74) 代理人	110000866 特許業務法人三澤特許事務所
(43) 公開日	平成25年5月13日 (2013.5.13)	(72) 発明者	平間 信 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
審査請求日	平成26年9月18日 (2014.9.18)	(72) 発明者	黒岩 幸治 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内

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】

被検体に超音波を送信し、前記被検体からのエコー信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

第1振動子と、前記第1振動子を挟むように配置される複数の第2振動子とを含む振動子列が行方向に複数配列された2次元振動子アレイと、

一の前記振動子列に含まれる前記第1振動子及び前記第2振動子に対して第1駆動信号を送信し、且つ当該第1振動子及び当該第2振動子それぞれで受けたエコー信号を受信するための第1送受信部と、

一の前記振動子列に配列された前記第2振動子に対して第2駆動信号を送信し、且つ当該第2振動子で受けたエコー信号を受信するための第2送受信部と、

前記第1振動子と前記第1送受信部との接続及び非接続を切り替える第1スイッチと、前記第2振動子と前記第1送受信部との接続及び非接続を切り替える第2スイッチと、前記第2振動子と前記第2送受信部との接続及び非接続を切り替える第3スイッチと、前記第2スイッチ及び前記第3スイッチを制御することにより、前記第2振動子の接続先を、前記第1送受信部と前記第2送受信部との間で切り替える制御部と、を備え、

前記制御部は、前記第2振動子の接続先の切り替えとして、前記第2振動子と前記第2送受信部とを接続させて前記第2振動子に前記エコー信号を受信させた後に、前記第2振動子と前記第1送受信部とを接続させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

10

20

前記制御部は、前記第 1 スイッチを制御することにより、前記第 1 振動子と前記第 1 送受信部との接続及び非接続を切り替えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

被検体に超音波を送信し、前記被検体からのエコー信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

第 1 振動子と、前記第 1 振動子を挟むように配置される複数の第 2 振動子とを含む振動子列が行方向に複数配列された 2 次元振動子アレイと、

一の前記振動子列に含まれる前記第 1 振動子及び前記第 2 振動子に対して駆動信号を送信し、且つ当該第 1 振動子及び当該第 2 振動子それぞれで受けたエコー信号を受信するための第 1 送受信部と、

前記第 1 振動子と前記第 1 送受信部との接続及び非接続を切り替える第 1 スイッチと、前記第 2 振動子と前記第 1 送受信部との接続及び非接続を切り替える第 2 スイッチと、前記第 1 スイッチ及び前記第 2 スイッチを制御することにより、前記第 1 振動子及び前記第 2 振動子と前記第 1 送受信部との接続を切り替える制御部と、

前記第 1 振動子から送信された超音波に基づくエコー信号を前記第 1 振動子で受けて得られた第 1 画像データと、前記第 2 振動子から送信された超音波に基づくエコー信号を前記第 2 振動子で受けて得られた第 2 画像データと、前記第 1 振動子から送信された超音波に基づくエコー信号を前記第 2 振動子で受けて得られた第 3 画像データと、前記第 2 振動子から送信された超音波に基づくエコー信号を前記第 1 振動子で受けて得られた第 4 画像データとを合成する画像合成部と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブを用いて被検体内に超音波を送信してその反射波を受信することにより、被検体の生体情報（被検体内の画像）を取得するものである。

【0003】

装置本体から、超音波プローブ内の複数の微小振動子毎に対して異なる遅延時間で電気パルスが印加される。複数の微小振動子により送信ビームが形成され、当該送信ビームは被検体内に照射される。そして、被検体内からの反射波を、送信ビームを照射した微小振動子と同一の微小振動素子で受信する。受信された反射波に対して、信号処理回路等で増幅遅延加算することにより受信ビームが形成される。さらに、受信ビームから得られた RF 信号を画像処理回路等で検波・圧縮することにより画像信号が得られる。特に電子走査型超音波診断装置は、この送信ビームにより電子的に被検体を走査することで被検体内の画像を得るものである。

【0004】

また、この電子走査型超音波診断装置では、送信時間に応じて受信信号に遅延をかけることで電子的に焦点を移動しながら受信ビーム形成を行い、高分解能の画像を取得する、所謂「ダイナミックフォーカス」の手法を用いることができる。

【0005】

このような超音波診断装置に用いられる超音波プローブとしては、1Dアレイプローブや2Dアレイプローブが知られている。

【0006】

1Dアレイプローブは、振動子を行方向（以下、「走査方向」という場合がある）に複数配置した構成である。1Dアレイプローブは、走査方向にはダイナミックフォーカスの手法を用い、異なる深さの画像データを取得することができる。一方、走査方向と垂直な

10

20

30

40

50

方向（列方向。以下、「エレベーション方向」という場合がある）において、1Dアレイプローブは、音響レンズや凹面振動子により焦点位置や開口幅が一意に決定される。従って、1Dアレイプローブは、所定の焦点位置では送信ビーム径を小さくできるが、それ以外の部分では送信ビームが広がる。つまり、エレベーション方向の分解能が低下する。

【0007】

2Dアレイプローブは、複数の振動子を走査方向とエレベーション方向に2次元的に配列した構成である。2Dアレイプローブは振動子毎に送受信回路を有しており、それぞれの振動子を個別に駆動させることによって焦点位置や開口幅を任意に設定することができる。よって、被検体の浅部から深部までの画像データを取得することが可能となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2005-278918号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、2Dアレイプローブにおいては、振動子毎に送受信回路が設けられているため、超音波診断装置（超音波プローブ）のサイズや重量が大きくなるという問題や、製造にかかるコストがかさむという問題がある。

【0010】

実施形態は、前述の問題点を解決するためになされたものであり、少ない送受信回路で被検体の浅部から深部までの画像データを取得することが可能な超音波診断装置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】

【0011】

この実施形態に係る超音波診断装置は、被検体に超音波を送信し、被検体からのエコー信号に基づいて超音波画像を生成する。超音波診断装置は、2次元振動子アレイと、第1送受信部と、第2送受信部と、第1スイッチと、第2スイッチと、第3スイッチと、制御部とを有する。2次元振動子アレイは、第1振動子と、第1振動子を挟むように配置される複数の第2振動子とを含む振動子列が行方向に複数配列されている。第1送受信部は、一の振動子列に含まれる第1振動子及び第2振動子に対して第1駆動信号を送信し、且つ当該第1振動子及び当該第2振動子それぞれで受けたエコー信号を受信するために設けられている。第2送受信部は、一の振動子列に配列された第2振動子に対して第2駆動信号を送信し、且つ当該第2振動子で受けたエコー信号を受信するために設けられている。第1スイッチは、第1振動子と第1送受信部との接続及び非接続を切り替える。第2スイッチは、第2振動子と第1送受信部との接続及び非接続を切り替える。第3スイッチは、第2振動子と第2送受信部との接続及び非接続を切り替える。制御部は、第2スイッチ及び第3スイッチを制御することにより、第2振動子の接続先を、第1送受信部と第2送受信部との間で切り替える。また、制御部は、第2振動子の接続先の切り替えとして、第2振動子と第2送受信部とを接続させて第2振動子にエコー信号を受信させた後に、第2振動子と第1送受信部とを接続させる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】第1実施形態に係る超音波診断装置のブロック図である。

【図2】本明細書における1.25Dアレイプローブの構成を説明するための図である。

【図3】本明細書における1.5Dアレイプローブの構成を説明するための図である。

【図4】第1実施形態に係る2次元振動子アレイの構成を示す図である。

【図5】第1実施形態に係る2次元振動子アレイの動作を示す図である。

【図6】第1実施形態に係る2次元振動子アレイの動作を示す図である。

【図7】第1実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

10

20

30

40

50

【図 8】第 2 実施形態に係る 2 次元振動子アレイの構成を示す図である。

【図 9】第 2 実施形態に係る 2 次元振動子アレイの動作を示す図である。

【図 10】第 2 実施形態に係る 2 次元振動子アレイの動作を示す図である。

【図 11】第 2 実施形態に係る 2 次元振動子アレイの動作を示す図である。

【図 12】第 2 実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0013】

[第 1 実施形態]

図 1 から図 7 を参照して、第 1 実施形態に係る超音波診断装置について説明する。

【0014】

<超音波診断装置の構成>

図 1 は、超音波診断装置 100 のブロック図である。超音波診断装置 100 は、超音波プローブ 1 と、本体部 2 とを含んで構成されている。本体部 2 は、送受信部 3 と、信号処理部 4 と、画像生成部 5 と、合成部 6 と、表示制御部 7 と、ユーザインターフェース (UI) 8 と、制御部 9 とを含んで構成されている。

【0015】

(超音波プローブ 1)

超音波プローブ 1 には、複数の超音波振動子 (以下、「振動子」という場合がある) が走査方向及びエレベーション方向に 2 次的に配置された 2 次元振動子アレイ 10 が配置されている。超音波プローブ 1 は、本体部 2 と接続されることにより被検体に超音波を送信し、被検体からの反射波をエコー信号として受信することができる。また、本実施形態における 2 次元振動子アレイ 10 は 1.25 D アレイプローブ及び 1.5 D アレイプローブと同様の機能を有する。本実施形態における 2 次元振動子アレイ 10 の構成の詳細、及び 1.25 D アレイプローブ・1.5 D アレイプローブの詳細については後述する。

【0016】

(送受信部 3)

送受信部 3 は、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給して超音波を発生させ、超音波プローブ 1 が受けたエコー信号を受信する。送受信部 3 は、受信したエコー信号を信号処理部 4 に出力する。送受信部 3 は、送信部 31 と受信部 32 とを含んで構成されている。なお、本実施形態では、振動子の数に対応して送受信部 3 は複数設けられている。また、送受信部 3 は超音波プローブ 1 内に設けられていてもよい。

【0017】

(送信部 31)

送信部 31 は、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給して超音波を発生させる。送信部 31 は、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給して所定の焦点にビームフォームされた超音波を送信させる。所定の焦点に対するビームフォームは、たとえば、図示しない音響レンズによりなされる。送信部 31 は、たとえば図示しないクロック発生器と、送信遅延回路と、パルサ回路とを有する。クロック発生器は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する。送信遅延回路は、超音波を所定の深さに集束させるための集束用遅延時間と、超音波を所定方向に送信するための偏向用遅延時間とに従って、超音波の送信時に遅延をかけて送信フォーカスを実施する。パルサ回路は、超音波振動子に対応する個別チャンネルの数分のパルサを有する。パルサ回路は、遅延がかけられた送信タイミングで駆動パルス (駆動信号) を生成し、超音波プローブ 1 の振動子に駆動パルス (駆動信号) を供給する。

【0018】

(受信部 32)

受信部 32 は、超音波プローブ 1 が受信したエコー信号を受信する。受信部 32 は、受信したエコー信号に対して遅延処理を行うことにより、アナログのエコー信号を整相されたデジタルのデータに変換する。受信部 32 は、たとえば図示しないプリアンプ回路と、A/D 変換器と、受信遅延回路と、加算器とを有する。プリアンプ回路は、超音波プローブ

10

20

30

40

50

1の振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。具体的には、受信遅延回路は、所定の深さからの超音波を集束させるための集束用遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間とを、デジタルのエコー信号に与える。加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。その加算によって、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。すなわち、受信遅延回路と加算器とによって、所定方向から得られたエコー信号は整相加算される。受信部32は、遅延処理が施されたエコー信号を信号処理部4に出力する。

【0019】

(信号処理部4)

信号処理部4は送受信部3から出力されたエコー信号に対して各種の信号処理を行う。たとえば、信号処理部4はBモード処理部を有する。Bモード処理部はエコー信号を送受信部3から受けて、エコー信号の振幅情報の映像化を行う。具体的には、Bモード処理部は、エコー信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。また、信号処理部4はCFM(Color Flow Mapping)処理部を有していてもよい。CFM処理部は血流情報の映像化を行う。血流情報には、速度、分布、又はパワーなどの情報があり、血流情報は2値化情報として得られる。また、信号処理部4はドブラ処理部を有していてもよい。ドブラ処理部はエコー信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、FFT処理を施すことにより血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。信号処理部4は、信号処理が施されたエコー信号(超音波ラスタデータ)を画像生成部5に出力する。

【0020】

(画像生成部5)

画像生成部5は、信号処理部4から出力された信号処理後のエコー信号(超音波ラスタデータ)に基づいて超音波画像データを生成する。画像生成部5は、例えばDSC(Digital Scan Converter:デジタルスキャンコンバータ)を有する。画像生成部5は、走査線の信号列で表される信号処理後のエコー信号を、直交座標系で表される画像データに変換する(スキャンコンバージョン処理)。画像生成部5は、Bモード処理部によって信号処理が施されたエコー信号にスキャンコンバージョン処理を施すことにより、被検体の組織の形状を表すBモード画像データを生成する。画像生成部5は、合成部6に超音波画像データを出力する。

【0021】

たとえば、超音波プローブ1及び送受信部3は、被検体内の断面を超音波で走査し、画像生成部5は、断面における組織の形状を2次的に表すBモード画像データ(断層像データ)を生成する。また、超音波プローブ1及び送受信部3は、3次元領域を超音波で走査することによりボリュームデータを取得してもよい。この場合、画像生成部5は、ボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことにより、組織の形状を立体的に表す3次元画像データを生成してもよい。または、画像生成部5は、ボリュームデータにMPR(Multi Planar Reconstruction)処理を施すことにより、任意の断面における画像データ(MPR画像データ)を生成してもよい。

【0022】

この実施形態に係る超音波診断装置は、図示しない画像記憶部を備えていてもよい。画像記憶部は、この実施形態に係る超音波診断装置により得られたデータを記憶する。たとえば画像記憶部は、送受信部3から出力されたエコー信号を記憶する。また、画像記憶部は、信号処理部4から出力された超音波ラスタデータを記憶してもよい。また、画像記憶部は、画像生成部5から出力された断層像データなどの超音波画像データを記憶してもよい。

【0023】

10

20

30

40

50

## (合成部6)

合成部6は、複数の超音波画像データを合成することにより、合成画像データを生成する。合成部6による画像データの合成は公知の手法により行われる。たとえば複数の超音波画像データそれぞれに対して当該超音波画像データが取得された深度に応じた重みを付け、それらの画像を加算平均することにより、合成画像データを生成することができる。合成部6は、合成画像データを表示制御部7に出力する。

## 【0024】

## (表示制御部7)

表示制御部7は、合成画像データを合成部6から受けて、合成画像データに基づく合成画像を表示部81に表示させる。

10

## 【0025】

## (ユーザインターフェース8)

ユーザインターフェース(UI)8は、表示部81と操作部82とを有する。表示部81は、CRTや液晶ディスプレイなどのモニタで構成されている。操作部82は、キーボードやマウスなどの入力装置で構成されている。

## 【0026】

## (制御部9)

制御部9は、超音波診断装置100の各部の動作を制御する。たとえば、制御部9は、送受信部3による超音波の送受信を制御する。また、制御部9は、接続部S(後述)の切替制御を行う。

20

## 【0027】

なお、画像生成部5、合成部6、及び表示制御部7のそれぞれの機能は、プログラムによって実行されてもよい。一例として、画像生成部4、合成部6、及び表示制御部7はそれぞれ、CPU、GPU、又はASICなどの図示しない処理装置と、ROM、RAM、又はHDDなどの図示しない記憶装置とによって構成されていてもよい。記憶装置には、画像生成部5の機能を実行するための画像生成プログラムと、合成部6の機能を実行するための合成プログラムと、表示制御部7の機能を実行するための表示処理プログラムと、が記憶されている。CPUなどの処理装置が、記憶部に記憶されている各プログラムを実行することにより、各部の機能を実行する。

## 【0028】

30

<1.25Dアレイプローブ及び1.5Dアレイプローブについて>

ここで、本実施形態における「1.25Dアレイプローブ」、「1.5Dアレイプローブ」の用語について説明する。なお、本実施形態における2次元振動子アレイ10は、「1.25Dアレイプローブ」や「1.5Dアレイプローブ」と同様の機能を有するものであるが、その構成は大きく異なる。

## 【0029】

「1.25Dアレイプローブ」とは、超音波を送信する開口幅を変更できるプローブである。図2は、1.25Dアレイプローブの一例を示す回路図である。ここでは、エレベーション方向に3つの振動子が配列された振動子列が、走査方向に8列配置されており、振動子列と等しい数の送受信部3が設けられている構成に基づいて説明する。なお、振動子の数、振動子列の数は図2の例に限られない。

40

## 【0030】

図2に示すように、1.25Dアレイプローブは、1つの送受信部3に対し振動子Aを接続し、且つ同じ送受信部3に対して1つの接続部Sを介して振動子B1、B2を接続可能とする構成である(8列全てが同様の構成である)。

## 【0031】

このような構成において、接続部Sを開放している場合、送受信部3に対して振動子Aのみが接続される。つまり、振動子Aのみを駆動させることができる。

## 【0032】

一方、接続部Sを接続した場合、送受信部3に対して振動子A、B1、B2の全てが接

50

続される。つまり、振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 を駆動させることができる。

【 0 0 3 3 】

このように、1 . 2 5 D アレイプローブは、振動子 B 1 及び振動子 B 2 の駆動状態を切り替えることにより、開口幅を変更することができる。なお、1 . 2 5 D アレイプローブの焦点位置は音響レンズ（図示なし）によって一定に定まっている。よって、1 . 2 5 D アレイプローブは、超音波を送信する焦点位置を変更することはできない。

【 0 0 3 4 】

一方、「1 . 5 D アレイプローブ」とは、超音波を送信する開口幅及び焦点位置を変更できるプローブである。たとえば、図 3 は、1 . 5 D アレイプローブの一例を示す回路図である。ここでは、エレベーション方向に 3 つの振動子が配列された振動子列が、走査方向に 8 列配置されている構成に基づいて説明する。なお、振動子の数、振動子列の数は図 3 の例に限られない。

【 0 0 3 5 】

図 3 に示すように、1 . 5 D アレイプローブは、送受信部 3 A に対し接続部 S A を介して振動子 A を接続可能とし、且つ送受信部 3 B に対して接続部 S B を介して振動子 B 1、B 2 を接続可能とした構成である（8 列全てが同様の構成である）。

【 0 0 3 6 】

このような構成によれば、振動子 B 1 及び振動子 B 2 の駆動状態を切り替えることができる。つまり、1 . 2 5 D アレイプローブと同様の開口幅の変更が可能である。更に、振動子 A と、振動子 B 1 及び振動子 B 2 とは別々の送受信部に接続可能となっている。つまり、振動子 A と、振動子 B 1 及び振動子 B 2 とは異なる遅延時間で超音波を送信することができることから焦点位置を可変とすることができる。なお、1 . 5 D アレイプローブでは、1 つの振動子列に対して 2 以上の送受信部が必要となることから、2 D アレイプローブ同様、超音波診断装置のサイズや重量が大きくなるという問題や、製造にかかるコストがかさむという問題がある。

【 0 0 3 7 】

< 2 次元振動子アレイを含む超音波プローブの構成及び接続部の切替例 >  
(構成)

図 4 は、超音波診断装置 1 0 0 における 2 次元振動子アレイ 1 0 及び送受信部 3 の回路図である。ここでは、エレベーション方向に 3 つの振動子が配列された振動子列が、走査方向に 8 列配置されている構成に基づいて説明する。なお、実際の超音波プローブ 1 は、多数の振動子を有している（たとえば、1 D アレイプローブでは 1 0 0 ~ 2 0 0 個）。つまり、2 次元振動子アレイ 1 0 を構成する振動子数は図 4 における数（ $3 \times 8 = 24$  個）に限られない。

【 0 0 3 8 】

図 4 に示すように、2 次元振動子アレイ 1 0 は、エレベーション方向に 3 つの振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 を有している。振動子 B 1 及び振動子 B 2 は、振動子 A を挟むように列方向に対称に配置されている。振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 は、振動子列を形成している。また、振動子列は、走査方向に複数配置されている。本実施形態では振動子列 L a ~ L h の 8 つが配置されている。なお、振動子 B 1 及び振動子 B 2 は、振動子 A を挟むように配置されていれば、「列方向に対称に」に配置されている必要はない。たとえば、振動子 A を挟むよう斜め方向（走査方向とエレベーション方向の間の方向）に振動子 B 1 及び振動子 B 2 が配置されていてもよい。また、振動子 A と振動子 B 1 との間隔が振動子 A と振動子 B 2 との間隔よりも広い（或いは狭い）構成とすることも可能である。本実施形態における振動子 A は、「第 1 振動子」の一例である。また、本実施形態における振動子 B 1 及び B 2 は、「第 2 振動子」の一例である。

【 0 0 3 9 】

送受信部 3 は、振動子列の数に対応して複数設けられている。本実施形態では、8 つの振動子列 L a ~ L h に対応して 8 つの送受信部 3 a ~ 3 h が設けられている。

【 0 0 4 0 】

10

20

30

40

50

超音波プローブ 1 内には振動子列の数に対応して複数の接続部が設けられている。本実施形態では、振動子列 L a ~ L h に対応して接続部 S a ~ S h が設けられている。また、各接続部 S a ~ S h は、3つのスイッチ s 1、s 2、s 3を含んで構成されている。なお、接続部 S a ~ S h は、本体部 2 内に設けられていてもよい。

【0041】

ここで、たとえば接続部 S a に含まれるスイッチ s 1 は、振動子 A と振動子列 L a に対応する送受信部 3 a との接続及び非接続を切り替える。この場合、送受信部 3 a が「第 1 送受信部」の一例である。

【0042】

また、たとえば接続部 S a に含まれるスイッチ s 2 は、振動子 B 1 及び B 2 と振動子列 L a に対応する送受信部 3 a (第 1 送受信部) との接続及び非接続を切り替える。送受信部 3 a は、振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 を駆動させるために駆動信号(「第 1 駆動信号」)を送信し、且つ振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 それぞれで受けたエコー信号を受信する。

10

【0043】

更に、たとえば接続部 S e に含まれるスイッチ s 3 は、振動子 B 1 及び B 2 と振動子列 L a に対応する送受信部 3 a とは異なる送受信部 3 e とを接続させる。この送受信部 3 e が「第 2 送受信部」の一例である。送受信部 3 e は、振動子 B 1 及び振動子 B 2 を駆動させるために第 1 駆動信号とは異なる駆動信号(「第 2 駆動信号」)を送信し、且つ振動子 B 1 及び振動子 B 2 で受けたエコー信号を受信する。なお、接続部 S a に含まれるスイッチ s 3 は、振動子 B 1 及び B 2 と振動子列 L e に対応する送受信部 3 e とは異なる送受信部 3 a とを接続させる。

20

【0044】

以上、振動子列 L a と振動子列 L e との関係でスイッチ s 1、s 2、s 3 の動作を説明したが、他の振動子列(L b と L f、L c と L g、L d と L h)の間でも同様である。

【0045】

スイッチ s 1 ~ s 3 の切替(振動子と送受信部との接続及び非接続)は、たとえば制御部 9 からの制御信号(ディレイ信号)に基づいて実行される。本実施形態におけるスイッチ s 1 ~ s 3 が「第 1 スイッチ ~ 第 3 スイッチ」の一例である。

【0046】

(接続部の切替例)

30

図 5 及び図 6 を参照して、接続部の切替例について説明する。図 5 及び図 6 は、振動子列 L a ~ L h と送受信部 3 a ~ 3 h との接続状態を示す回路図である。図 5 及び図 6 において、駆動する振動子は、塗りつぶしで示されている。図 5 では、異なる送受信部に接続されている振動子を区別するため、駆動する振動子を斜線とドットの塗りつぶしで示している。図 6 では駆動する振動子を斜線の塗りつぶしで示している。

【0047】

一般に、超音波診断装置 100 を用いて被検体の浅部を測定する場合には、開口幅を小さくして超音波を送信する。これは、各振動子の指向性が一定の幅を有しているため、開口幅を大きくすると浅部では測定対象外にも超音波が照射される可能性が高くアーチファクトが増えるためである。つまり、浅部を測定する場合には、装置の全ての振動子(つまり全ての送受信部)を用なくともよい。

40

【0048】

よって、浅部を測定する場合には、図 5 に示すように、振動子列 L c ~ L f に含まれる振動子のみを用いて測定を行う。この場合、図 5 に示すように、制御部 9 からの制御信号に基づき、振動子列 L c ~ L f に対応するスイッチ s 1 が接続されると共に、振動子列 L a、L b、L g 及び L h に対応するスイッチ s 3 が接続される。

【0049】

つまり、振動子列 L c ~ L f の振動子 A (図 5 では、斜線の塗りつぶしで示す) と振動子列 L c ~ L f の振動子 B 1、B 2 (図 5 では、ドットの塗りつぶしで示す) は異なる送

50

受信部に接続される。たとえば、振動子列 L c の振動子 A は接続部 S c のスイッチ s 1 を介して送受信部 3 c に接続される。一方、振動子列 L c の振動子 B 1 及び B 2 は、接続部 S g のスイッチ s 3 を介して送受信部 3 g に接続される。この場合、送受信部 3 c が、「第 1 送受信部」に該当し、送受信部 3 g が、「第 2 送受信部」に該当する。

【 0 0 5 0 】

従って、異なる遅延時間で超音波を送信することができることから焦点位置を可変とすることができる。すなわち、この場合、2次元振動子アレイ 10 は、1.5Dプローブと同様の機能を有する。

【 0 0 5 1 】

一方、被検体の深部を測定する場合には浅部のような問題は少ないため、図示しない音響レンズの焦点位置に合わせ、開口幅を大きくして超音波を送信する。

【 0 0 5 2 】

よって、深部を測定する場合には、図 6 に示すように、振動子列 L a ~ L h に含まれる全ての振動子（図 6 では、斜線の塗りつぶしで示す）を用いて測定を行う。この場合、図 6 に示すように、制御部 9 からの制御信号に基づき、全てのスイッチ s 1 及びスイッチ s 2 が接続される。

【 0 0 5 3 】

つまり、振動子列 L a ~ L h に含まれる振動子は同じ送受信部 3 a ~ 3 h に接続される。たとえば、振動子列 L c の振動子 A は接続部 S c のスイッチ s 1 を介して送受信部 3 c に接続される。また、振動子列 L c の振動子 B 1 及び B 2 は、接続部 S c のスイッチ s 2 を介して送受信部 3 c に接続される。

【 0 0 5 4 】

従って、大きい開口幅で超音波を送信することができる。すなわち、このようにスイッチの切り替えを行うことで開口幅を変更することができることから、2次元振動子アレイ 10 は、1.25Dプローブと同様の機能を有するといえる。

【 0 0 5 5 】

< 動作 >

図 7 を参照して、本実施形態に係る超音波診断装置 100 の動作について説明する。ここでは、被検体の浅部を測定した後、深部を測定する例について説明する。

【 0 0 5 6 】

操作部 8 2 等から測定指示がなされると、制御部 9 は、浅部を測定するために接続部を駆動させる（S 10）。具体的には、制御部 9 は、振動子列 L c ~ L f に対応するスイッチ s 1 を駆動させ、振動子 A と送受信部 3 c ~ 3 f とを接続させ、且つスイッチ s 3 を駆動させ、振動子 B 1 及び B 2 と送受信部 3 a、3 b、3 g 及び 3 h とを接続させる。

【 0 0 5 7 】

次に、制御部 9 は、送受信部 3 a ~ 3 h に異なる遅延時間の駆動信号を送信する。送受信部 3 a ~ 3 h は、当該駆動信号を振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 に送信する。振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 は駆動信号に基づいて超音波を発生させ、被検体に送信する（S 11）。

【 0 0 5 8 】

次に、送受信部 3 a ~ 3 h は、S 11 で送信された超音波に基づくエコー信号を受信する。受信されたエコー信号は、信号処理部 4 において信号処理がなされた後、画像生成部 5 に送られる。画像生成部 5 は、当該エコー信号に基づいて浅部の画像データを生成する（S 12）。

【 0 0 5 9 】

次に、制御部 9 は、深部を測定するために接続部を切り替える（S 13）。具体的には、制御部 9 は、振動子列 L a、L b、L g、L h に対応するスイッチ s 1 を駆動させ、振動子 A と送受信部 3 a、3 b、3 g、3 h とを接続させる。また、制御部 9 は、スイッチ s 3 を駆動させ、振動子 B 1 及び B 2 と送受信部 3 a、3 b、3 g 及び 3 h との接続を解除する。更に、制御部 9 は、スイッチ s 2 を駆動させ、振動子 B 1 及び B 2 と送受信部 3

10

20

30

40

50

a ~ 3 h とを接続させる。

【 0 0 6 0 】

次に、制御部 9 は、送受信部 3 a ~ 3 h に異なる遅延時間の駆動信号を送信する。送受信部 3 a ~ 3 h は、当該駆動信号を振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 に送信する。振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 は駆動信号に基づいて超音波を発生させ、被検体に送信する ( S 1 4 )。

【 0 0 6 1 】

次に、送受信部 3 a ~ 3 h は、S 1 4 で送信された超音波に基づくエコー信号を受信する。受信されたエコー信号は、信号処理部 4 において信号処理がなされた後、画像生成部 5 に送られる。画像生成部 5 は、当該エコー信号に基づいて深部の画像データを生成する ( S 1 5 )。

10

【 0 0 6 2 】

合成部 6 は、浅部の画像データと深部の画像データを合成し、浅部と深部の情報を有する一の画像データを得る ( S 1 6 )。表示部 8 1 は、S 1 6 で得られた画像データに基づく画像を表示させる。

【 0 0 6 3 】

上記実施形態では、被検体の浅部を測定した後、深部を測定する例について述べたが、測定する順序は逆 ( 深部を先に測定し、その後、浅部を測定する ) でもよい。また、上記実施形態では、接続部 S の切り替えに伴って発生するノイズが超音波の送受信に与える影響を抑えるために、接続部 S の切替動作と超音波の送受信動作を別々に行う例で説明した。一方、高速に接続部の切替を行うことでノイズの発生を抑えるようなデバイスを用いることにより、切り替えと同時にパルス発生させることも可能となる。

20

【 0 0 6 4 】

また、本実施形態では、開口を 3 分割 ( 振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 ) した構成で説明を行ったが、開口を 4 分割以上にすることも可能である。

【 0 0 6 5 】

< 作用・効果 >

本実施形態の作用及び効果について説明する。

【 0 0 6 6 】

本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 は、被検体に超音波を送信し、被検体からのエコー信号に基づいて超音波画像を生成する。超音波診断装置 1 0 0 は、2 次元振動子アレイ 1 0 と、第 1 送受信部と、第 2 送受信部と、第 1 スイッチ ( スイッチ s 1 ) と、第 2 スイッチ ( スイッチ s 2 ) と、第 3 スイッチ ( スイッチ s 3 ) と、制御部 9 とを有する。2 次元振動子アレイ 1 0 は、第 1 振動子 ( 振動子 A ) と、第 1 振動子を挟むように配置される複数の第 2 振動子 ( 振動子 B 1 及び振動子 B 2 ) とを含む振動子列が行方向に複数配列されている。第 1 送受信部は、一の振動子列に含まれる第 1 振動子及び第 2 振動子に対して第 1 駆動信号を送信し、且つ当該第 1 振動子及び当該第 2 振動子それぞれで受けたエコー信号を受信するために設けられている。第 2 送受信部は、一の振動子列に配列された第 2 振動子に対して第 2 駆動信号を送信し、且つ当該第 2 振動子で受けたエコー信号を受信するために設けられている。第 1 スイッチは、第 1 振動子と第 1 送受信部との接続及び非接続を切り替える。第 2 スイッチは、第 2 振動子と第 1 送受信部との接続及び非接続を切り替える。第 3 スイッチは、第 2 振動子と第 2 送受信部との接続及び非接続を切り替える。制御部 9 は、第 2 スイッチ及び第 3 スイッチを制御することにより、第 2 振動子の接続先を、第 1 送受信部と第 2 送受信部との間で切り替える。また、制御部 9 は、第 1 スイッチを制御することにより、第 1 振動子と第 1 送受信部との接続及び非接続を切り替える。

30

40

【 0 0 6 7 】

このように、制御部 9 により第 1 スイッチ、第 2 スイッチ及び第 3 スイッチの接続先やその組み合わせを切り替えることにより、1 つの 2 次元振動子アレイ 1 0 を 1 . 2 5 D アレイプロブ及び 1 . 5 D アレイプロブと同様に機能させ、被検体の浅部や深部の画像データを取得することができる。つまり、2 D アレイプロブ ( 及び上記した 1 . 5 D ア

50

レイプロブ)に対して少ない送受信回路で被検体の浅部から深部までの画像データを取得することが可能な超音波診断装置を提供することができる。

【0068】

また、制御部9は、第2振動子の接続先の切り替えとして、第2振動子と第2送受信部とを接続させて第2振動子にエコー信号を受信させた後に、第2振動子と第1送受信部とを接続させる。

【0069】

このように、エコー信号を受信した後に振動子と送受信部との切り替えを行うことにより、切り替えに伴って発生するノイズの影響を減らすことができる。

【0070】

[第2実施形態]

図8から図12を参照して、第2実施形態に係る超音波診断装置について説明する。なお、第1実施形態と同様の構成については詳細な説明を省略する場合がある。

【0071】

超音波診断装置において、開口合成の手法を用いることにより、被検体の浅部から深部までの画像データを高分解能で取得することができる。

【0072】

開口合成は、2次元振動子アレイで受信されるエコー信号に基づく画像データを合成することにより行われる。たとえば、エレベーション方向に3つの振動子(振動子A、振動子B1及び振動子B2)が配列された振動子列が、走査方向に複数列配置されている2次元振動子アレイの場合、振動子Aで送受信を行って得られるエコー信号、振動子B1及び振動子B2で送受信を行って得られるエコー信号、振動子Aで送信を行い、振動子B1及び振動子B2で受信を行って得られるエコー信号、及び振動子B1及び振動子B2で送信を行い、振動子Aで受信を行って得られるエコー信号の4つのエコー信号に基づく4つの画像データを画像合成部等で合成処理することにより行われる。

【0073】

ここで、図2に示すような1.25Dアレイプロブでは、振動子Aが常に送受信部3と接続されているため、振動子B1及び振動子B2で送受信を行って得られるエコー信号を取得することができない。

【0074】

また、図3に示すような1.5Dアレイプロブでは、たとえば振動子Aで送信して振動子B1及び振動子B2で受信する際に、送受信の間に接続部SAを開放し、接続部SBを接続する必要がある。このように、送受信の間に接続部の切り替えを行うと、それに伴い発生するノイズの影響で正確なエコー信号を得ることができない場合がある。

【0075】

一方、2Dアレイプロブであれば、開口合成に必要なエコー信号を全て得ることが可能である。しかし、振動子毎に送受信回路が設けられているため、超音波診断装置(超音波プローブ)のサイズや重量が大きくなるという問題や、製造にかかるコストがかさむという問題がある。

【0076】

本実施形態は、少ない送受信回路で開口合成に必要なエコー信号を得ることにより、被検体の浅部から深部までの画像データを取得することが可能な超音波診断装置について説明を行う。

【0077】

<2次元振動子アレイを含む超音波プローブの構成及び接続部の切替例>  
(構成)

図8は、超音波診断装置100における2次元振動子アレイ10及び送受信部3の回路図である。ここでは、エレベーション方向に3つの振動子が配列された振動子列が、走査方向に8列配置されている構成に基づいて説明する。なお、2次元振動子アレイ10を構成する振動子数は図8における数(3×8=24個)に限られない。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 8 】

図 8 に示すように、2次元振動子アレイ 10 は、エレベーション方向に 3 つの振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 を有している。振動子 B 1 及び振動子 B 2 は、振動子 A を挟むように列方向に対称に配置されている。振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 は、振動子列を形成している。また、振動子列は、走査方向に複数配置されている。本実施形態では振動子列 L a ~ L h の 8 つ)。なお、振動子 B 1 及び振動子 B 2 は、振動子 A を挟むように配置されていれば、厳密に「列方向に対称に」に配置されている必要はない。本実施形態における振動子 A は、「第 1 振動子」の一例である。また、本実施形態における振動子 B 1 及び B 2 は、「第 2 振動子」の一例である。

## 【 0 0 7 9 】

送受信部 3 は振動子列の数に対応して複数設けられている。本実施形態では、8 つの振動子列 L a ~ L h に対応して 8 つの送受信部 3 a ~ 3 h が設けられている。

## 【 0 0 8 0 】

超音波プローブ 1 内には振動子列の数に対応して複数の接続部が設けられている。本実施形態では、振動子列 L a ~ L h に対応して接続部 S a ~ S h が設けられている。また、各接続部 S a ~ S h は、2 つのスイッチ s 1、s 2 を含んで構成されている。なお、接続部 S a ~ S h は、本体部 2 内に設けられていてもよい。

## 【 0 0 8 1 】

ここで、たとえば接続部 S a に含まれるスイッチ s 1 は、振動子 A と振動子列 L a に対応する送受信部 3 a との接続及び非接続を切り替える。本実施形態におけるスイッチ s 1 が「第 1 スイッチ」の一例である。また、この場合の送受信部 3 a が「第 1 送受信部」の一例である。

## 【 0 0 8 2 】

また、たとえば接続部 S a に含まれるスイッチ s 2 は、振動子 B 1 及び B 2 と振動子列 L a に対応する送受信部 3 a (第 1 送受信部) との接続及び非接続を切り替える。送受信部 3 a は、振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 を駆動させるために駆動信号(「第 1 駆動信号」)を送信し、且つ振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 それぞれで受けたエコー信号を受信する。本実施形態におけるスイッチ s 2 が「第 2 スイッチ」の一例である。

## 【 0 0 8 3 】

以上、振動子列 L a との関係でスイッチ s 1 及びスイッチ s 2 の動作を説明したが、他の振動子列(L b ~ L h)の間でも同様である。

## 【 0 0 8 4 】

スイッチ s 1 及びスイッチ s 2 の切替(振動子と送受信部との接続及び非接続)は、たとえば制御部 9 からの制御信号(ディレイ信号)に基づいて実行される。

## 【 0 0 8 5 】

(接続部の切替例)

図 9 から図 11 を参照して、接続部の切替例について説明する。図 9 から図 11 は、振動子列 L と送受信部 3 との接続状態を示す回路図である。図 9 から図 11 において、駆動する振動子は、斜線の塗りつぶしで示されている。

## 【 0 0 8 6 】

まず、図 9 に示すように、振動子 A のみを用いて送受信を行う。この場合、制御部 9 からの制御信号に基づき、振動子列 L a ~ L h に対応するスイッチ s 1 が接続される。

## 【 0 0 8 7 】

つまり、振動子列 L a ~ L h の振動子 A (図 9 では、斜線の塗りつぶしで示す)はそれぞれ、送受信部 3 a ~ 3 h に接続される。たとえば、振動子列 L a の振動子 A は、接続部 S a のスイッチ s 1 を介して送受信部 3 a に接続される。この場合、送受信部 3 a ~ 3 h が、「第 1 送受信部」に該当する。また、図 9 に示す接続状態において、振動子 A で受信されたエコー信号を  $S_c, c(t)$  とする。

## 【 0 0 8 8 】

次に、図 10 に示すように、振動子 B 1 及び振動子 B 2 を用いて送受信を行う。この場

10

20

30

40

50

合、制御部 9 からの制御信号に基づき、振動子列 L a ~ L h に対応するスイッチ s 2 が接続される。

【 0 0 8 9 】

つまり、振動子列 L a ~ L h の振動子 B 1 及び振動子 B 2 ( 図 1 0 では、斜線の塗りつぶしで示す ) はそれぞれ、送受信部 3 a ~ 3 h に接続される。たとえば、振動子列 L a の振動子 B 1 及び振動子 B 2 は、接続部 S a のスイッチ s 2 を介して送受信部 3 a に接続される。図 1 0 に示す接続状態において、振動子 B 1 及び振動子 B 2 で受信されたエコー信号を  $S_{E, E}(t)$  とする。

【 0 0 9 0 】

最後に、図 1 1 に示すように、振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 を用いて送受信を行う。この場合、制御部 9 からの制御信号に基づき、振動子列 L a ~ L h に対応するスイッチ s 1 及びスイッチ s 2 が接続される。

【 0 0 9 1 】

つまり、振動子列 L a ~ L h の振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 ( 図 1 1 では、斜線の塗りつぶして示す ) はそれぞれ、送受信部 3 a ~ 3 h に接続される。たとえば、振動子列 L a の振動子 A は、接続部 S a のスイッチ s 1 を介して送受信部 3 a に接続される。また、振動子列 L a の振動子 B 1 及び振動子 B 2 は、接続部 S a のスイッチ s 2 を介して送受信部 3 a に接続される。図 1 1 に示す接続状態において、振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 で受信されたエコー信号を  $S_{F, F}(t)$  とする。

【 0 0 9 2 】

なお、送受信は上記順番に限られず、任意の順番で行うことが可能である。

【 0 0 9 3 】

< エコー信号について >

上述のようにスイッチ s 1 及びスイッチ s 2 を切り替えることで取得されたエコー信号については、以下の関係が成り立つ。

【 0 0 9 4 】

エコー信号  $S_{F, F}(t)$  は、 $S_{C, C}(t)$  と、 $S_{E, E}(t)$  と、 $S_{C, E}(t)$  と、 $S_{E, C}(t)$  との和である。ここで、 $S_{C, E}(t)$  は、振動子 A で送信を行い、振動子 B 1 及び振動子 B 2 で受信されたエコー信号である。 $S_{E, C}(t)$  は、振動子 B 1 及び振動子 B 2 で送信を行い、振動子 A で受信されたエコー信号である。よって、エコー信号  $S_{F, F}(t)$  は以下の式 ( 1 ) で表すことができる。

【 0 0 9 5 】

[ 数 1 ]

$$S_{F, F}(t) = S_{C, C}(t) + S_{E, E}(t) + S_{C, E}(t) + S_{E, C}(t) \cdots (1)$$

【 0 0 9 6 】

ここで、 $S_{C, E}(t)$  と  $S_{E, C}(t)$  とは、超音波及びエコー信号の伝搬方向が逆のエコー信号であることから、以下の式 ( 2 ) の関係で表すことができる。

【 0 0 9 7 】

[ 数 2 ]

$$S_{C, E}(t) = S_{E, C}(t) \cdots (2)$$

【 0 0 9 8 】

従って、 $S_{F, F}(t)$  は、以下の式 ( 3 ) で表すことができる。

【 0 0 9 9 】

[ 数 3 ]

$$S_{F, F}(t) = S_{C, C}(t) + S_{E, E}(t) + 2 S_{C, E}(t) \cdots (3)$$

【 0 1 0 0 】

更に、式 ( 3 ) より  $S_{C, E}(t)$  は、以下の式 ( 4 ) で表すことができる。

【 0 1 0 1 】

[ 数 4 ]

10

20

30

40

50

$$S_{C,E}(t) = \{S_{F,F}(t) - S_{C,C}(t) - S_{E,E}(t)\} / 2 \cdots (4)$$

## 【0102】

以上の式に基づいて、エコー信号 $S_{F,F}(t)$ 、 $S_{C,C}(t)$ 、 $S_{E,E}(t)$ 、 $S_{C,E}(t)$ 、 $S_{E,C}(t)$ を用いて合成した被検体の深さ $z$ における画像データ $I(z)$ は、式(5)で表すことができる。なお、「映像点」とは、送受信で共通の焦点位置を意味する。

## 【0103】

[数5]

$$I(z) = c_{C,C}(z) S_{C,C}(t_{C,C}(z)) + e_{E,E}(z) S_{E,E}(t_{E,E}(z)) + 2 c_{C,E}(z) S_{C,E}(t_{C,E}(z)) \cdots (5) \quad 10$$

但し、

$t_{C,C}(z)$  : 振動子Aから映像点までの超音波及びエコー信号の往復伝搬時間

$t_{E,E}(z)$  : 振動子B1及び振動子B2から映像点までの超音波及びエコー信号の往復伝搬時間

$t_{C,E}(z)$  : 振動子Aから映像点までの超音波の伝搬時間と、映像点から振動子B1及び振動子B2までのエコー信号の伝搬時間の和

$c_{C,C}(z)$ 、 $e_{E,E}(z)$ 、 $c_{C,E}(z)$  : 重み係数

## 【0104】

画像生成部5は、式(5)に基づいて浅部から深部までの画像データを生成する。そして、合成部6は、画像生成部5で生成された画像データに対し、第1実施形態と同様の手法等を用いて画像データの合成処理を行う。 20

## 【0105】

&lt;動作&gt;

図12を参照して、本実施形態に係る超音波診断装置100の動作について説明する。

## 【0106】

操作部82等から測定指示がなされると、制御部9は、接続部を駆動させる(S20)。具体的には、制御部9は、振動子列La~Lhに含まれる振動子Aに対応するスイッチs1を駆動させ、各振動子Aとそれに対応する送受信部3a~3hとを接続させる。

## 【0107】

次に、制御部9は、送受信部3a~3hに駆動信号を送信する。送受信部3a~3hは、当該駆動信号を振動子Aに送信する。振動子Aは駆動信号に基づいて超音波を発生させ、被検体に送信する(S21)。 30

## 【0108】

次に、送受信部3a~3hは、S21で送信された超音波に基づくエコー信号( $S_{C,C}(t)$ )を受信する。受信されたエコー信号は、信号処理部4において信号処理がなされた後、画像生成部5に送られる。画像生成部5は、当該エコー信号に基づいて画像データを生成する(S22)。S22で生成された画像データは、「第1画像データ」の一例である。

## 【0109】

次に、制御部9は、接続部を切り替える(S23)。具体的には、制御部9は、スイッチs1を駆動させ、振動子列La~Lhに含まれる振動子Aと送受信部3a~3hとの接続を解除させる。また、制御部9は、振動子列La~Lhに含まれる振動子B1及び振動子B2に対応するスイッチs2を駆動させ、各振動子B1及びB2とそれに対応する送受信部3a~3hとを接続させる。 40

## 【0110】

次に、制御部9は、送受信部3a~3hに駆動信号を送信する。送受信部3a~3hは、当該駆動信号を振動子B1及び振動子B2に送信する。振動子B1及び振動子B2は駆動信号に基づいて超音波を発生させ、被検体に送信する(S24)。

## 【0111】

50

次に、送受信部 3 a ~ 3 h は、S 2 4 で送信された超音波に基づくエコー信号 ( $S_{E, E}(t)$ ) を受信する。受信されたエコー信号は、信号処理部 4 において信号処理がなされた後、画像生成部 5 に送られる。画像生成部 5 は、当該エコー信号に基づいて画像データを生成する (S 2 5)。S 2 5 で生成された画像データは、「第 2 画像データ」の一例である。

【 0 1 1 2 】

次に、制御部 9 は、接続部を切り替える (S 2 6)。具体的には、制御部 9 は、各振動子 B 1 及び B 2 とそれに対応する送受信部 3 a ~ 3 h とが接続された状態 (S 2 3 の状態) でスイッチ s 1 を駆動させ、各振動子 A とそれに対応する送受信部 3 a ~ 3 h とを接続させる。

10

【 0 1 1 3 】

次に、制御部 9 は、送受信部 3 a ~ 3 h に駆動信号を送信する。送受信部 3 a ~ 3 h は、当該駆動信号を振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 に送信する。振動子 A、振動子 B 1 及び振動子 B 2 は駆動信号に基づいて超音波を発生させ、被検体に送信する (S 2 7)。

【 0 1 1 4 】

次に、送受信部 3 a ~ 3 h は、S 2 7 で送信された超音波に基づくエコー信号を受信する。受信されたエコー信号には、振動子 A で送信を行い、振動子 B 1 及び振動子 B 2 で受信されたエコー信号 ( $S_{C, E}(t)$ ) と、振動子 B 1 及び振動子 B 2 で送信を行い、振動子 A で受信されたエコー信号 ( $S_{E, C}(t)$ ) が含まれている。信号処理部 4 において信号処理がなされた後、画像生成部 5 に送られる。画像生成部 5 は、当該エコー信号に基づいて画像データを生成する (S 2 8)。S 2 8 で生成された画像データは、振動子 A で送信を行い、振動子 B 1 及び振動子 B 2 で受信されたエコー信号に基づく「第 3 画像データ」、及び振動子 B 1 及び振動子 B 2 で送信を行い、振動子 A で受信されたエコー信号に基づく「第 4 画像データ」の一例である。

20

【 0 1 1 5 】

合成部 6 は、S 2 2、S 2 5、S 2 8 で生成された画像データを合成し、浅部と深部の情報を有する一の画像データを得る (S 2 9)。表示部 8 1 は、S 1 6 で得られた画像データに基づく画像を表示させる。

【 0 1 1 6 】

< 作用・効果 >

本実施形態の作用及び効果について説明する。

30

【 0 1 1 7 】

本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 は、被検体に超音波を送信し、被検体からのエコー信号に基づいて超音波画像を生成する。超音波診断装置 1 0 0 は、2次元振動子アレイ 1 0 と、第 1 送受信部と、第 1 スイッチ (スイッチ s 1) と、第 2 スイッチ (スイッチ s 2) と、制御部 9 とを有する。2次元振動子アレイ 1 0 は、第 1 振動子と、第 1 振動子を挟むように配置される複数の第 2 振動子とを含む振動子列が行方向に複数配列されている。第 1 送受信部は、一の振動子列に含まれる第 1 振動子及び第 2 振動子に対して駆動信号を送信し、且つ当該第 1 振動子及び当該第 2 振動子それぞれで受けたエコー信号を受信するために設けられている。第 1 スイッチは、第 1 振動子と第 1 送受信部との接続及び非接続を切り替える。第 2 スイッチは、第 2 振動子と第 1 送受信部との接続及び非接続を切り替える。制御部 9 は、第 1 スイッチ及び第 2 スイッチを制御することにより、第 1 振動子及び第 2 振動子と第 1 送受信部との接続を切り替える。また、超音波診断装置 1 0 0 は、画像合成部 (合成部 6) を有する。画像合成部は、第 1 画像データ、第 2 画像データ、第 3 画像データ及び第 4 画像データを合成する。第 1 画像データは、第 1 振動子から送信された超音波に基づくエコー信号を第 1 振動子で受けて得られる。第 2 画像データは、第 2 振動子から送信された超音波に基づくエコー信号を第 2 振動子で受けて得られる。第 3 画像データは、第 1 振動子から送信された超音波に基づくエコー信号を第 2 振動子で受けて得られる。第 4 画像データは、第 2 振動子から送信された超音波に基づくエコー信号を

40

50

第 1 振動子で受けて得られる。

【 0 1 1 8 】

このように、制御部 9 により第 1 スイッチ、第 2 スイッチの接続先やその組み合わせを切り替えることにより、被検体の浅部や深部の画像データを取得することができる。つまり、2Dアレイプローブ（及び本実施形態における 1.5Dアレイプローブ）に対して少ない送受信回路で被検体の浅部から深部までの画像データを取得することが可能な超音波診断装置を提供することができる。

【 0 1 1 9 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

10

【 符号の説明 】

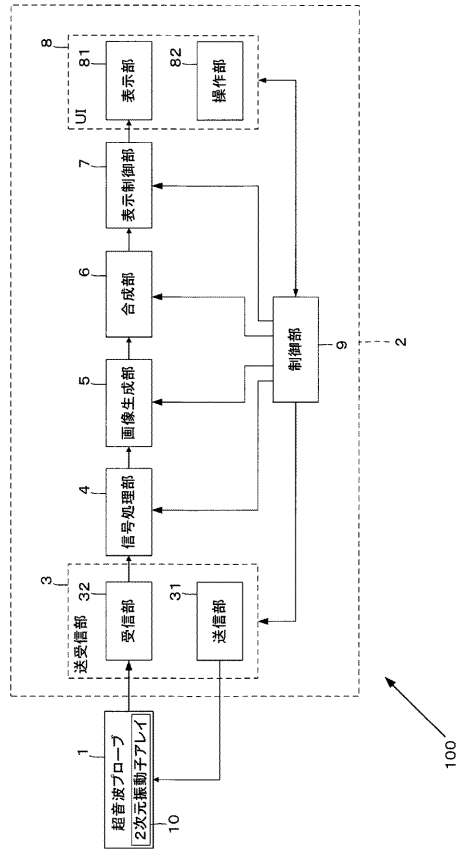
【 0 1 2 0 】

- 1 超音波プローブ
- 2 本体部
- 3、3 a ~ 3 h 送受信部
- 4 信号処理部
- 5 画像生成部
- 6 合成部
- 7 表示制御部
- 8 ユーザーインターフェース ( U I )
- 9 制御部
- 3 1 送信部
- 3 2 受信部
- 8 1 表示部
- 8 2 操作部
- 1 0 0 超音波診断装置
- A、B 1、B 2 振動子
- L a ~ L h 振動子列
- S a ~ S h 接続部
- s 1、s 2 スイッチ

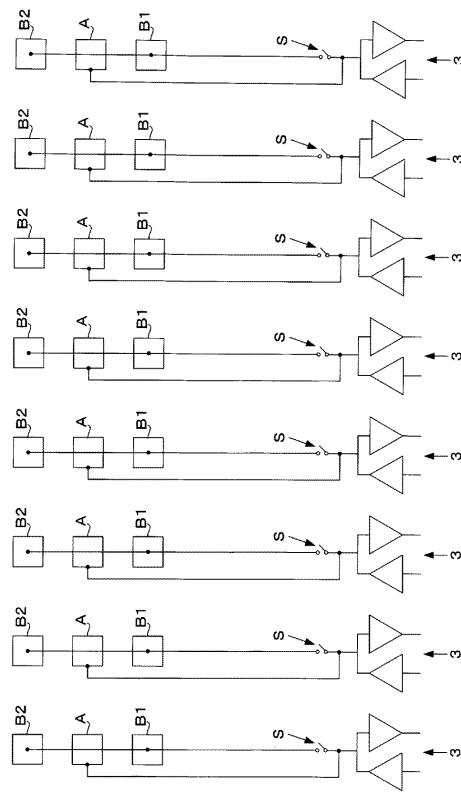
20

30

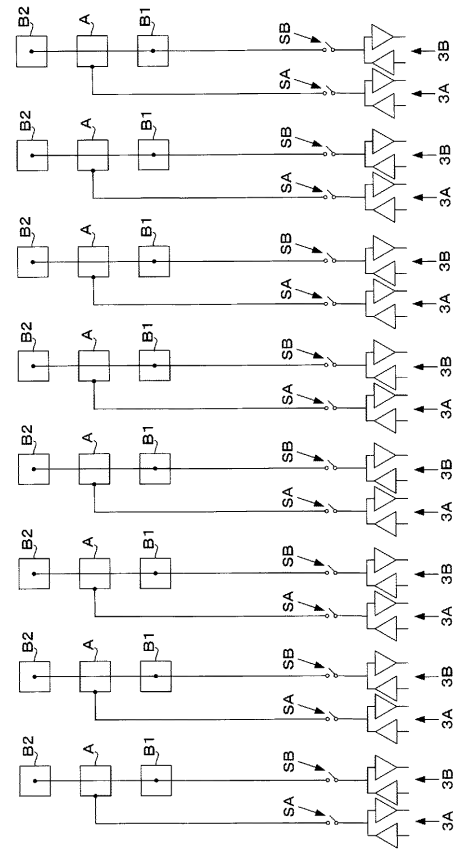
【図 1】



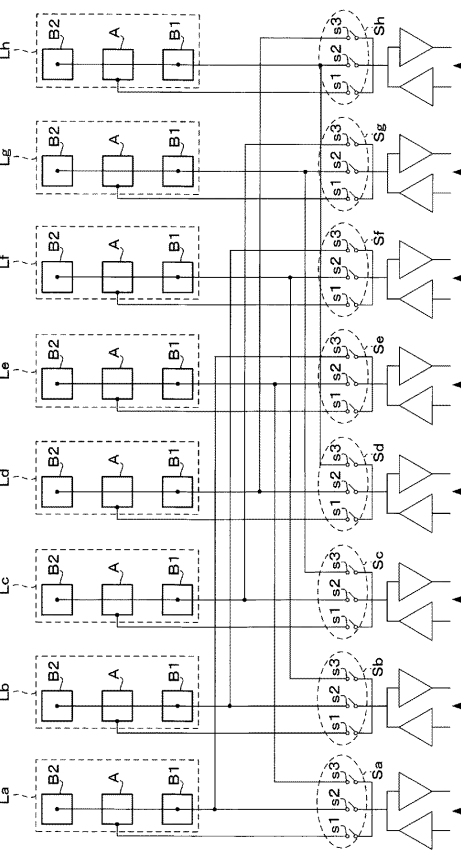
【図 2】



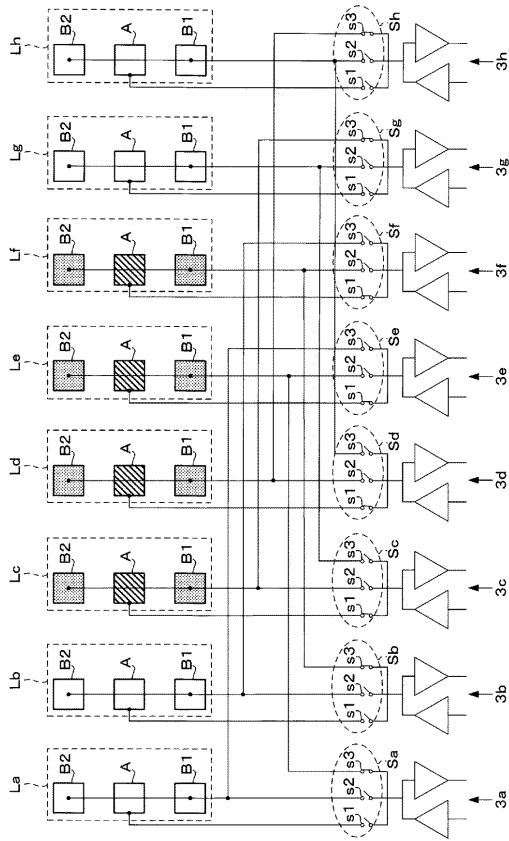
【図 3】



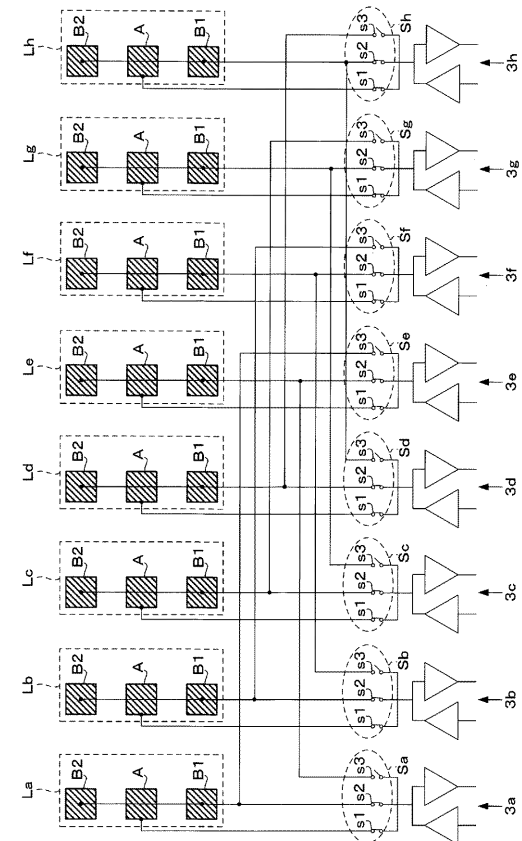
【図 4】



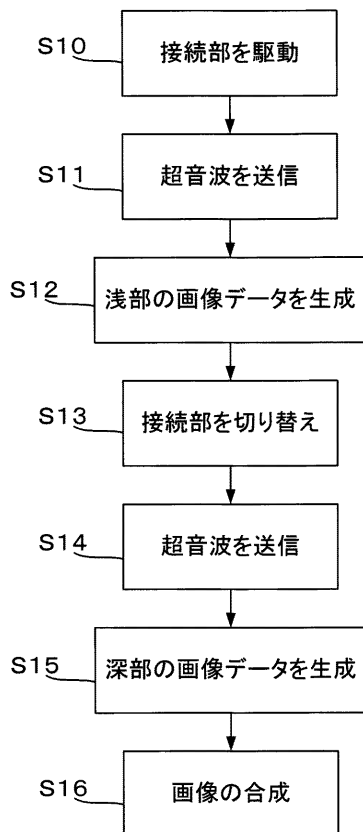
【図5】



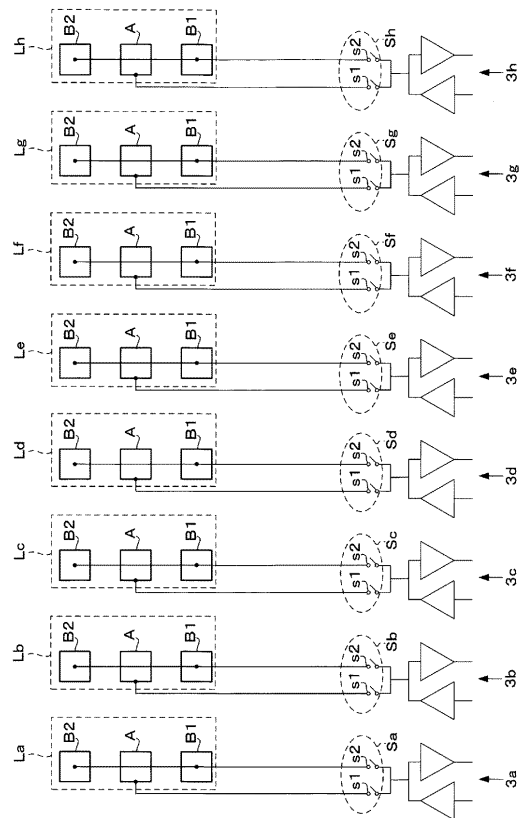
【図6】



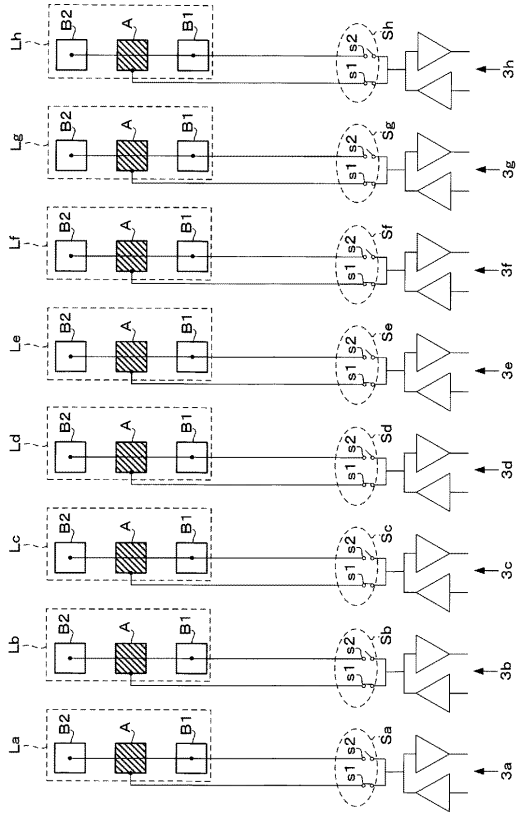
【図7】



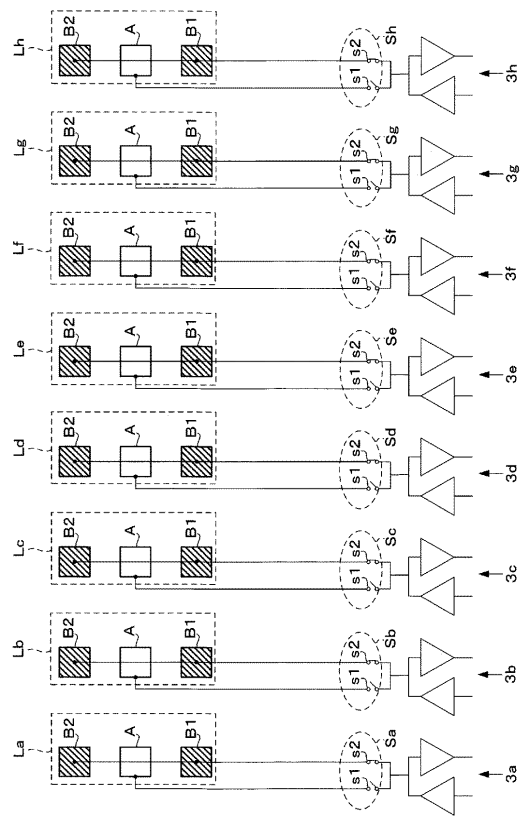
【図8】



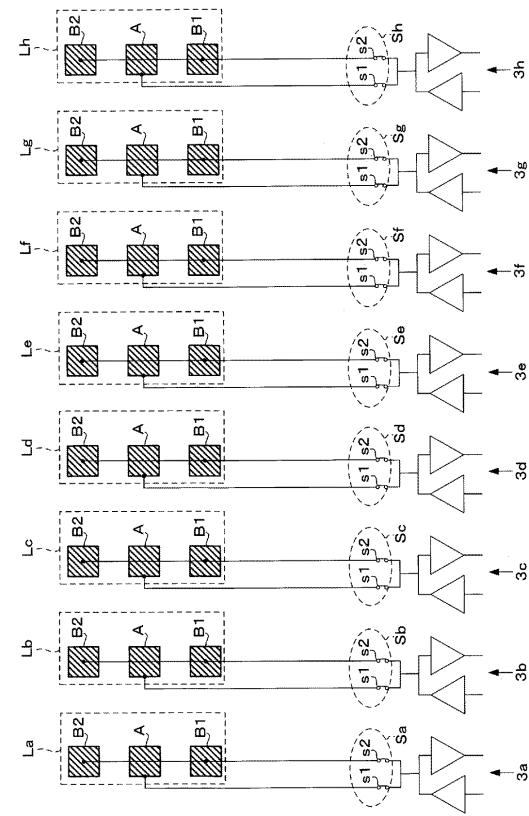
【図9】



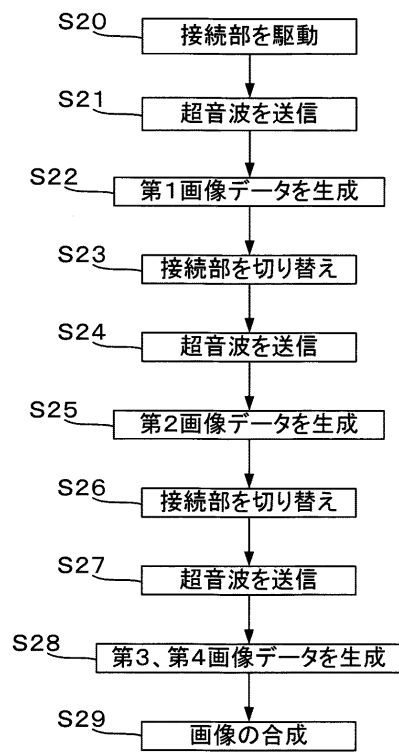
【図10】



【図11】



【図12】



---

フロントページの続き

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 米国特許第06089096 (US, A)  
特開平08-266540 (JP, A)  
特開平06-254092 (JP, A)  
特開平05-146444 (JP, A)  
特開平01-056039 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5921133B2</a>	公开(公告)日	2016-05-24
申请号	JP2011229516	申请日	2011-10-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	平間信 黒岩幸治		
发明人	平間 信 黒岩 幸治		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/GB06 4C601/GB21 4C601/HH22 4C601/HH24 4C601/HH30		
其他公开文献	JP2013085745A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，能够利用少量的发送和接收电路对对象的浅部分到深部分获取图像数据。在超声诊断设备的二维换能器阵列中，包括第一换能器和多个第二换能器的换能器阵列被布置成在行方向上来夹持第一换能器是多个这是安排。第一发送/接收单元将第一驱动信号发送到包括在一个振动器阵列中的第一振动器和第二振动器，并且由第一振动器和第二振动器中的每一个接收回波信号。到。第二发送/接收单元将第二驱动信号发送到布置在一个换能器阵列中的第二换能器，并且第二换能器接收回波信号。第一开关切换第一换能器和第一发送/接收单元之间的连接。第二开关切换第二换能器和第一发送/接收单元之间的连接。第三开关切换第二振动器和第二发送/接收单元之间的连接。控制单元在第一发送/接收单元和第二发送/接收单元之间切换第二振动器的连接目的地。

[选图]图4

(21) 出願番号	特願2011-229516 (P2011-229516)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成23年10月19日 (2011.10.19)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2013-85745 (P2013-85745A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成25年5月13日 (2013.5.13)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成26年9月18日 (2014.9.18)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	110000886
			特許業務法人三澤特許事務所
		(72) 発明者	平間 信
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	黒岩 幸治
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く