

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-185529

(P2007-185529A)

(43) 公開日 平成19年7月26日(2007.7.26)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 有 請求項の数 9 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2007-69766 (P2007-69766)
 (22) 出願日 平成19年3月19日(2007.3.19)
 (62) 分割の表示 特願2002-93911 (P2002-93911)
 の分割
 原出願日 平成14年3月29日(2002.3.29)

(71) 出願人 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
 エルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ュー・ブルバード・ダブリュー・710
 ・3000
 (74) 代理人 100095511
 弁理士 有近 紳志郎
 (72) 発明者 雨宮 慎一
 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
 ジーイー横河メディカルシステム株式会
 社内

最終頁に続く

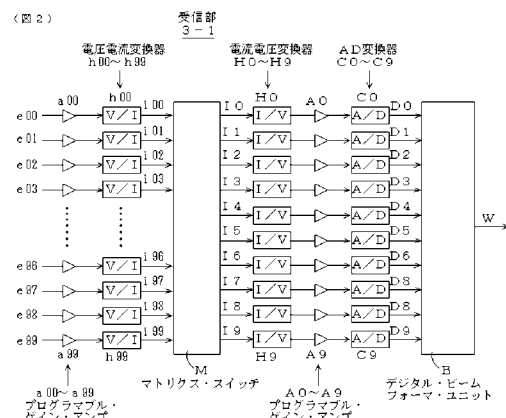
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】多数の振動子を持つ2次元アレイ超音波探触子を駆動するためのハードウェアの負担を軽減する。

【解決手段】2次元アレイ超音波探触子の振動子からの信号電圧e00～e99を増幅するプログラマブル・ゲイン・アンプa00～a99と、電圧を電流信号i00～i99に変換する電圧電流変換器h00～h99と、電流信号i00～i99をグループに分けて各グループ内の電流信号を加算しそれぞれ加算電流信号I0～I9を出力するマトリクス・スイッチMと、電流を電圧信号に変換する電流電圧変換器H0～H9と、プログラマブル・ゲイン・アンプA0～A9と、AD変換器C0～C9と、デジタル信号D0～D9を用いて受信ビームフォーミングを行い音線信号Wを出力するデジタル・ビームフォーマ・ユニットBとを具備する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

2次元アレイ超音波探触子の振動子からの信号電圧を増幅するN個の電圧増幅器と、前記電圧増幅器の出力電圧を電流信号に変換するN個のk(2)倍の電圧電流変換器と、前記電流信号が入力されるN個の入力を有すると共にN個の入力をM(<N)個のグループに分けて各グループ内の電流信号を加算しそれぞれ加算電流信号を出力するM(<N)個の出力を有するk個の電流加算回路と、前記加算電流信号を電圧信号に変換するM個のk倍の電流電圧変換器と、前記電圧信号を用いて受信ビームフォーミングを行うk個のビームフォーマとを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記電流加算回路が、マトリクス・スイッチであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項1または請求項2に記載の超音波診断装置において、前記k個のビームフォーマは、それぞれが深さの異なる焦点を有し且つ同一方向の受信ビームを形成し、前記k個の電流加算回路は、それぞれが対応する焦点から等距離または略等距離にある振動子に対応する入力を同一グループとし、さらに前記k個のビームフォーマの出力を合成する合成回路を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項3に記載の超音波診断装置において、前記合成回路は、k個のビームフォーマの出力に深さに応じた重みを付けて加算する回路であることを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 5】

請求項1または請求項2に記載の超音波診断装置において、前記k個のビームフォーマは、それぞれが深さの異なる焦点を有し且つ方向が異なる受信ビームを形成し、前記電流加算回路は、それぞれが対応する焦点から等距離または略等距離にある振動子に対応する入力を同一グループとすることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項1から請求項5のいずれかに記載の超音波診断装置において、前記電圧増幅器が、プログラマブル・ゲイン・アンプであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

30

請求項1から請求項6のいずれかに記載の超音波診断装置において、前記電流電圧変換器と前記ビームフォーマの間に、プログラマブル・ゲイン・アンプを介設したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項1から請求項7のいずれかに記載の超音波診断装置において、4096N256であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項1から請求項8のいずれかに記載の超音波診断装置において、128M32であることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、2次元アレイ超音波探触子を駆動するためのハードウェアの負担を軽減することが出来る超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、振動子が1次元に並ぶ超音波探触子では、振動子数が例えば128個程度であった。従って、超音波探触子を駆動するためのハードウェアは、128個程度の振動子を駆動できる規模であった。

【0003】

50

近年、振動子が２次元に並ぶ２次元アレイ超音波探触子が開発されているが、例えば振動子を 32×32 に配列した場合の振動子数は１０２４個となる。従って、２次元アレイ超音波探触子を駆動するためのハードウエアは、１０２４個程度の振動子を駆動できる規模が必要になる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

しかし、１０２４個程度の振動子を駆動できる規模ともなると、ハードウエアの負担が非常に重くなる問題点があった。

【０００５】

10

そこで、本発明の目的は、２次元アレイ超音波探触子を駆動するためのハードウエアの負担を軽減することが出来る超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【０００６】

第１の観点では、本発明は、２次元アレイ超音波探触子の振動子からの信号電圧を増幅する N 個の電圧増幅器と、前記電圧増幅器の出力電圧を電流信号に変換する N 個の k （ 2 ）倍の電圧電流変換器と、前記電流信号が入力される N 個の入力を有すると共に N 個の入力を M （ $< N$ ）個のグループに分けて各グループ内の電流信号を加算しそれぞれ加算電流信号を出力する M （ $< N$ ）個の出力を有する k 個の電流加算回路と、前記加算電流信号を電圧信号に変換する M 個の k 倍の電流電圧変換器と、前記電圧信号を用いて受信ビームフォーミングを行う k 個のビームフォーマとを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

20

【０００７】

上記第１の観点による超音波診断装置では、 k 方向の受信ビームにそれぞれ対応して電圧電流変換器等を具備するため、焦点位置の制限なく、ビームフォーマで k 方向の受信ビームを形成することが出来る。

【０００８】

第２の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記電流加算回路が、マトリクス・スイッチであることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【０００９】

30

上記第２の観点による超音波診断装置では、マトリクス・スイッチを用いるため、焦点の変更に合わせて動的にグループ分けを変更できる。

【００１０】

第３の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記 k 個のビームフォーマは、それぞれが深さの異なる焦点を有し且つ同一方向の受信ビームを形成し、前記 k 個の電流加算回路は、それぞれが対応する焦点から等距離または略等距離にある振動子に対応する入力を同一グループとし、さらに前記 k 個のビームフォーマの出力を合成する合成回路を具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【００１１】

上記第３の観点による超音波診断装置では、一方向の受信ビームに k 個までの深さが異なる焦点を設定することが出来る。

40

【００１２】

第４の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記合成回路は、 k 個のビームフォーマの出力に深さに応じた重みを付けて加算する回路であることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【００１３】

上記第４の観点による超音波診断装置では、深さが異なる焦点に対応する受信ビームから得た出力を滑らかに合成することが出来る。

【００１４】

第５の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記 k 個のビームフ

50

フォーマは、それぞれが深さの異なる焦点を有し且つ方向が異なる受信ビームを形成し、前記電流加算回路は、それぞれが対応する焦点から等距離または略等距離にある振動子に対応する入力を同一グループとすることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0015】

上記第5の観点による超音波診断装置では、独立したk方向の受信ビームで走査することが出来る。

【0016】

第6の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記電圧増幅器が、プログラマブル・ゲイン・アンプであることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0017】

上記第6の観点による超音波診断装置では、2次元アレイ超音波探触子の振動子からの信号電圧を最初に増幅する時にTGC(Time Gain Control)を行うことが出来る。

【0018】

第7の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記電流電圧変換器と前記ビームフォーマの間に、プログラマブル・ゲイン・アンプを介設したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0019】

上記第7の観点による超音波診断装置では、少ない数のプログラマブル・ゲイン・アンプでTGCを行うことが出来る。

【0020】

第8の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、 $4096 \times N \times 256$ であることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0021】

上記第8の観点による超音波診断装置では、2次元アレイ超音波探触子の振動子数Nを $4096 \times N \times 256$ とするため、 $64 \times 64 \sim 16 \times 16$ あるいは $32 \times 128 \sim 8 \times 32$ といった2次元配列に対応可能となる。

【0022】

第9の観点では、本発明は、請求項5から請求項16のいずれか上記構成の超音波診断装置において、 $128 \times M \times 32$ であることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0023】

上記第9の観点による超音波診断装置では、グループ数Mを $128 \times M \times 32$ とするため、2次元アレイ超音波探触子を駆動するためのハードウェアの負担を軽減する。

【発明の効果】

【0024】

本発明の超音波診断装置によれば、多数の振動子を持つ2次元アレイ超音波探触子を駆動するためのハードウェアの負担を軽減することが出来る。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

以下、図に示す実施形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

- 第1の実施形態 -

【0026】

図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置100の構成図である。

【0027】

この超音波診断装置100は、2次元アレイ超音波探触子1と、2次元アレイ超音波探触子1の振動子を励起して所望の送信ビーム方向に超音波パルスを送波する送信部2と、2次元アレイ超音波探触子1で所望の受信ビーム方向からの超音波エコーを受信し音線信号Wを出力する受信部3-1と、音線信号Wを処理してBモードデータなどを出力する信号処理部4と、Bモードデータなどから画像データを生成するDSC5と、画像データを基にした画像表示などを行うCRT6と、全体の制御を行うスキャンコントローラ7とを

10

20

30

40

50

具備している。

【0028】

2次元アレイ超音波探触子1は、図4に示すように、 10×10 個の振動子の配列を有するものとする。 10×10 個としたのは図示の都合上であり、実際には $64 \times 64 \sim 16 \times 16$ あるいは $32 \times 128 \sim 8 \times 32$ といった2次元配列である。

【0029】

図2は、受信部3-1の構成ブロック図である。

【0030】

受信部3-1は、2次元アレイ超音波探触子1の振動子からの信号電圧 $e_{00} \sim e_{99}$ を増幅する100個のプログラマブル・ゲイン・アンプ $a_{00} \sim a_{99}$ と、プログラマブル・ゲイン・アンプ $a_{00} \sim a_{99}$ の出力電圧を電流信号 $i_{00} \sim i_{99}$ に変換する100個の電圧電流変換器 $h_{00} \sim h_{99}$ と、電流信号 $i_{00} \sim i_{99}$ が入力される100個の入力を有すると共に100個の入力を10個のグループに分けて各グループ内の電流信号を加算しそれぞれ加算電流信号 $I_0 \sim I_9$ を出力する10個の出力を有するマトリクス・スイッチMと、加算電流信号 $I_0 \sim I_9$ を電圧信号に変換する10個の電流電圧変換器 $H_0 \sim H_9$ と、電圧信号を増幅する10個のプログラマブル・ゲイン・アンプ $A_0 \sim A_9$ と、増幅された電圧信号をデジタル信号 $D_0 \sim D_9$ に変換する10個のAD変換器 $C_0 \sim C_9$ と、デジタル信号 $D_0 \sim D_9$ を用いて受信ビームフォーミングを行い音線信号Wを出力するデジタル・ビームフォーマ・ユニットBとを具備している。

10

【0031】

プログラマブル・ゲイン・アンプ $a_{00} \sim a_{99}$ またはプログラマブル・ゲイン・アンプ $A_0 \sim A_9$ の一方でTGCを行い他方ではTGCを行わない場合、他方は固定ゲインのアンプでもよい。

20

【0032】

10個の出力を有するマトリクス・スイッチMとしたのは図示の都合上であり、実際には $128 \sim 32$ といった出力数にするのが現実的である。

【0033】

さて、図3に示すように、焦点fを有し且つ受信ビーム中心線wの方向の受信ビームを、ビームフォーマ・ユニットBが形成したものとする。そして、振動子アレイ10の受信面10aを含む仮想平面10bに焦点fを投影した点を仮想焦点Fとする。

30

【0034】

図4に示すように、スキャンコントローラ7は、仮想焦点Fから等距離または略等距離にある振動子を同一グループとして振動子アレイ10の振動子を10個のグループに分ける。具体的には、仮想焦点Fを中心とする円弧 $R_0 \sim R_9$ を基準として振動子を10個のグループに分ける。このグループ分けは、焦点fから等距離または略等距離にある振動子を同一グループとして振動子をグループ分けすることと等価である。

【0035】

図4では、振動子アレイ10の外側に振動子の配列番号を示し、振動子アレイ10の各振動子の位置にグループ番号「0」～「9」を示している。

【0036】

すなわち、振動子01～08はグループ番号「0」とし、振動子00,09,10～19はグループ番号「1」とし、振動子20～29はグループ番号「2」とし、振動子30～39はグループ番号「3」とし、振動子40～49はグループ番号「4」とし、振動子50～59はグループ番号「5」とし、振動子60～69はグループ番号「6」とし、振動子70～79はグループ番号「7」とし、振動子80～89はグループ番号「8」とし、振動子90～99はグループ番号「9」として

40

【0037】

次に、スキャンコントローラ7は、それら振動子のグループ分けに対応するように信号電圧 $e_{00} \sim e_{99}$ をグループ番号「0」～「9」のグループに分け、それに応じて電流信号 $i_{00} \sim i_{99}$ をグループ番号「0」～「9」のグループに分ける。そして、各グループ内の

50

電流信号を加算し、加算電流信号 $I_0 \sim I_9$ を出力するように、マトリクス・スイッチ M を設定する。

【0038】

図5は、設定されたマトリクス・スイッチ M の一部を示している。

【0039】

加算電流信号 I_0 はグループ番号「0」の電流信号 $i_{01} \sim i_{08}$ を加算した信号となり、加算電流信号 I_1 はグループ番号「1」の電流信号 $i_{00}, i_{09}, i_{10} \sim i_{19}$ を加算した信号となり、加算電流信号 I_2 はグループ番号「2」の電流信号 $i_{20} \sim i_{29}$ を加算した信号となり、加算電流信号 I_3 はグループ番号「3」の電流信号 $i_{30} \sim i_{39}$ を加算した信号となり、加算電流信号 I_4 はグループ番号「4」の電流信号 $i_{40} \sim i_{49}$ を加算した信号となり、加算電流信号 I_5 はグループ番号「5」の電流信号 $i_{50} \sim i_{59}$ を加算した信号となり、加算電流信号 I_6 はグループ番号「6」の電流信号 $i_{60} \sim i_{69}$ を加算した信号となり、加算電流信号 I_7 はグループ番号「7」の電流信号 $i_{70} \sim i_{79}$ を加算した信号となり、加算電流信号 I_8 はグループ番号「8」の電流信号 $i_{80} \sim i_{89}$ を加算した信号となり、加算電流信号 I_9 はグループ番号「9」の電流信号 $i_{90} \sim i_{99}$ を加算した信号となる。

10

【0040】

図6および図7は、図3および図4と異なる受信ビームの例である。このとき、図7に示すように、振動子はグループ分けされる。また、図8に示すように、マトリクス・スイッチ M は設定される。

【0041】

20

第1の実施形態の超音波診断装置100によれば、多数の振動子を持つ2次元アレイ超音波探触子1を駆動するためのハードウェアの負担を軽減することが出来る。また、電流加算するため、配線長が多少長くても、周波数特性は劣化しない。

- 第2の実施形態 -

【0042】

第2の実施形態の超音波診断装置は、図2の受信部3-1の代わりに、図9の受信部3-2を具備している。

【0043】

この受信部3-2は、図2のデジタル・ビームフォーマ・ユニットBの代わりに、デジタル・ビームフォーマ・ユニットB'を具備している。

30

【0044】

図10および図11に示すように、デジタル・ビームフォーマ・ユニットB'は、それぞれの焦点 f, f' を仮想平面10bに投影した仮想焦点 F, F が同一位置に重なるような2方向の受信ビーム (w, w') を形成する。

【0045】

図11に示すように、仮想焦点 F, F が同一位置に重なっている場合、異なる受信ビーム (w, w') でも、振動子のグループ分けは同一になる。

【0046】

よって、マトリクス・スイッチ M は、一つの設定で異なる受信ビーム (w, w') に対応できる。

40

【0047】

第2の実施形態の超音波診断装置によれば、複数の超音波ビームを並行して形成することが出来る。

- 第3の実施形態 -

【0048】

第3の実施形態の超音波診断装置は、図2の受信部3-1の代わりに、図12の受信部3-3を具備している。

【0049】

この受信部3-3は、図2の受信部3-1の構成に、もう一組の電圧電流変換器 $h_{00d} \sim h_{99d}$ と、マトリクス・スイッチ M_d と、電流電圧変換器 $H_{0d} \sim H_{9d}$ と、プログラ

50

マブル・ゲイン・アンプ $A_{0d} \sim A_{9d}$ と、AD変換器 $C_{0d} \sim C_{9d}$ と、デジタル・ビームフォーマ・ユニット B_d を追加すると共に、デジタル・ビームフォーマ・ユニット B の出力 W_s とデジタル・ビームフォーマ・ユニット B_d の出力 W_d を合成する合成回路 G を追加したものである。

【0050】

図13に示すように、デジタル・ビームフォーマ・ユニット B とデジタル・ビームフォーマ・ユニット B_d とは同一方向の受信ビーム (w) を形成する。但し、デジタル・ビームフォーマ・ユニット B が形成する受信ビーム (w) の浅焦点 f_s は、デジタル・ビームフォーマ・ユニット B_d が形成する受信ビーム (w) の深焦点 f_d より、浅くなっている。

10

【0051】

合成回路 G は、図14に示す重み L_s , L_d を用いて出力 W_s , W_d を荷重加算する。すなわち、

【0052】

$$W = L_s \cdot W_s + L_d \cdot W_d$$

とする。

【0053】

図15は、浅焦点 f_s を仮想平面 $10b$ に投影した浅仮想焦点 F_s および深焦点 f_d を仮想平面 $10b$ に投影した深仮想焦点 F_d を示している。

【0054】

20

図16の(a)に示すように、スキャンコントローラ7は、浅仮想焦点 F_s から等距離または略等距離にある振動子を同一グループとして振動子アレイ10の振動子をグループ番号「0」～「9」のグループに分ける。次に、それら振動子のグループ分けに対応するように信号電圧 $e_{00} \sim e_{99}$ をグループ番号「0」～「9」のグループに分け、それに応じて電流信号 $i_{00} \sim i_{99}$ をグループ番号「0」～「9」のグループに分ける。そして、各グループ内の電流信号を加算し、加算電流信号 $I_0 \sim I_9$ を出力するように、マトリクス・スイッチ M を設定する。

【0055】

また、図16の(b)に示すように、スキャンコントローラ7は、深仮想焦点 F_d から等距離または略等距離にある振動子を同一グループとして振動子アレイ10の振動子をグループ番号「0」～「9」のグループに分ける。次に、それら振動子のグループ分けに対応するように信号電圧 $e_{00} \sim e_{99}$ をグループ番号「0」～「9」のグループに分け、それに応じて電流信号 $i_{00d} \sim i_{99d}$ をグループ番号「0」～「9」のグループに分ける。そして、各グループ内の電流信号を加算し、加算電流信号 $I_{0d} \sim I_{9d}$ を出力するように、マトリクス・スイッチ M_d を設定する。

30

【0056】

第3の実施形態の超音波診断装置によれば、デジタル・ビームフォーマ・ユニット B の出力 W_s で走査面 P の浅領域 P_s のイメージングを行い、デジタル・ビームフォーマ・ユニット B_d の出力 W_d で深領域 P_d のイメージングを行い、両領域 P_s , P_d のイメージを滑らかに合成することが出来る。

40

- 第4の実施形態 -

【0057】

第4の実施形態の超音波診断装置は、図2の受信部3-1の代わりに、図17の受信部3-4を具備している。

【0058】

この受信部3-4は、図2の受信部3-1の構成に、もう一組の電圧電流変換器 $h_{00'} \sim h_{99'}$ と、マトリクス・スイッチ M' と、電流電圧変換器 $H_{0'} \sim H_{9'}$ と、プログラマブル・ゲイン・アンプ $A_{0'} \sim A_{9'}$ と、AD変換器 $C_{0'} \sim C_{9'}$ と、デジタル・ビームフォーマ・ユニット B' を追加したものである。

【0059】

50

図 18 に示すように、デジタル・ビームフォーマ・ユニット B とデジタル・ビームフォーマ・ユニット B' とは異なる方向の受信ビーム (w , w') を形成する。また、デジタル・ビームフォーマ・ユニット B が形成する第 1 受信ビーム (w) の第 1 焦点 f とデジタル・ビームフォーマ・ユニット B' が形成する第 2 受信ビーム (w') の焦点 f' とは独立になっており、それらを仮想平面 10b に投影した第 1 仮想焦点 F および第 2 仮想焦点 F' は重なっていない。

【0060】

図 19 の (a) に示すように、スキャンコントローラ 7 は、第 1 仮想焦点 F から等距離または略等距離にある振動子を同一グループとして振動子アレイ 10 の振動子をグループ番号「0」～「9」のグループに分ける。次に、それら振動子のグループ分けに対応するよう

10

【0061】

ように信号電圧 $e_{00} \sim e_{99}$ をグループ番号「0」～「9」のグループに分け、それに応じて電流信号 $i_{00} \sim i_{99}$ をグループ番号「0」～「9」のグループに分ける。そして、各グループ内の電流信号を加算し、加算電流信号 $I_0 \sim I_9$ を出力するように、マトリクス・スイッチ M を設定する。

20

【0062】

また、図 19 の (b) に示すように、スキャンコントローラ 7 は、第 2 仮想焦点 F' から等距離または略等距離にある振動子を同一グループとして振動子アレイ 10 の振動子をグループ番号「0」～「9」のグループに分ける。次に、それら振動子のグループ分けに対応するよう

30

【図面の簡単な説明】

【0063】

【図 1】第 1 の実施形態に係る超音波診断装置を示す構成図である。

【図 2】第 1 の実施形態に係る受信部の詳細構成図である。

【図 3】第 1 の実施形態に係る受信ビーム，焦点および仮想焦点を示す説明図である。

【図 4】第 1 の実施形態に係る振動子のグループ分けを示す説明図である。

【図 5】第 1 の実施形態に係るマトリクス・スイッチの設定例を示す説明図である。

【図 6】第 1 の実施形態に係る別の受信ビーム，焦点および仮想焦点を示す説明図である。

【図 7】第 1 の実施形態に係る振動子の別のグループ分けを示す説明図である。

【図 8】第 1 の実施形態に係るマトリクス・スイッチの別の設定例を示す説明図である。

【図 9】第 2 の実施形態に係る受信部の詳細構成図である。

【図 10】第 2 の実施形態に係る受信ビーム，焦点および仮想焦点を示す説明図である。

【図 11】第 2 の実施形態に係る振動子のグループ分けを示す説明図である。

【図 12】第 3 の実施形態に係る受信部の詳細構成図である。

40

【図 13】第 3 の実施形態に係る受信ビーム，焦点および走査面を示す説明図である。

【図 14】第 3 の実施形態に係る加算の重みを示す説明図である。

【図 15】第 3 の実施形態に係る受信ビーム，焦点および仮想焦点を示す説明図である。

【図 16】第 3 の実施形態に係る振動子のグループ分けを示す説明図である。

【図 17】第 4 の実施形態に係る受信部の詳細構成図である。

【図 18】第 4 の実施形態に係る受信ビーム，焦点および仮想焦点を示す説明図である。

【図 19】第 4 の実施形態に係る振動子のグループ分けを示す説明図である。

【符号の説明】

【0064】

100

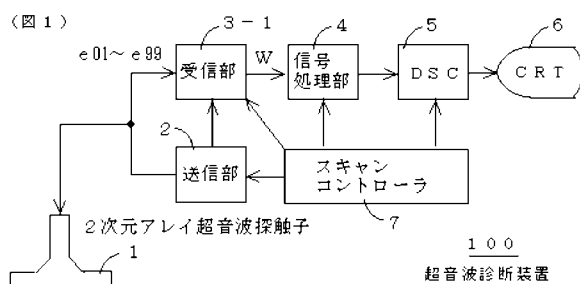
超音波診断装置

50

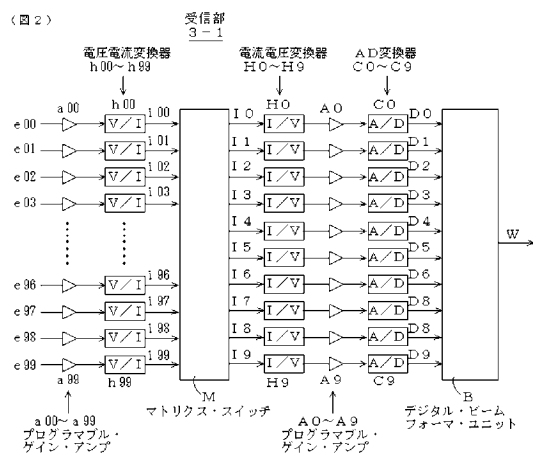
1	超音波探触子
2	送信部
3, 3-1 ~ 3-4	受信部
4	信号処理回路
5	D S C
6	C R T
7	スキャンコントローラ
a 00 ~ a 99, A 0 ~ A 9	プログラマブル・ゲイン・アンプ
h 00 ~ h 99	電圧電流変換器
M, M d, M'	マトリクス・スイッチ
H 0 ~ H 9	電流電圧変換器
C 0 ~ C 9	A D 変換器
B, B d, B'	デジタル・ビームフォーマ・ユニット
f, f s, f d, f'	焦点
F, F s, F d, F'	仮想焦点

10

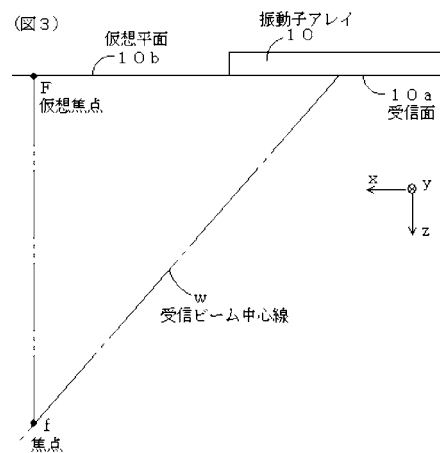
【図 1】



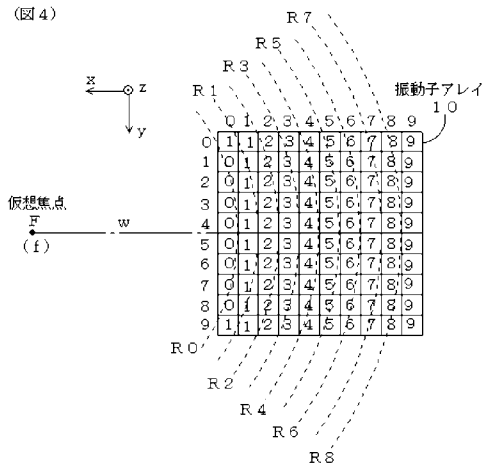
【図 2】



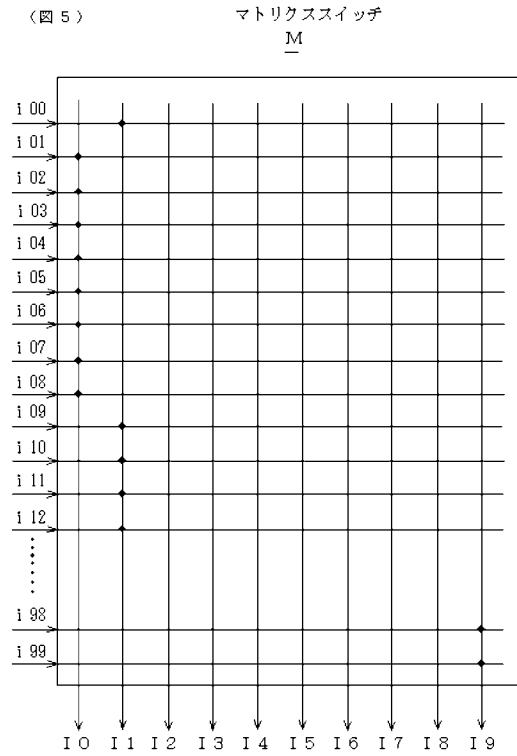
【図 3】



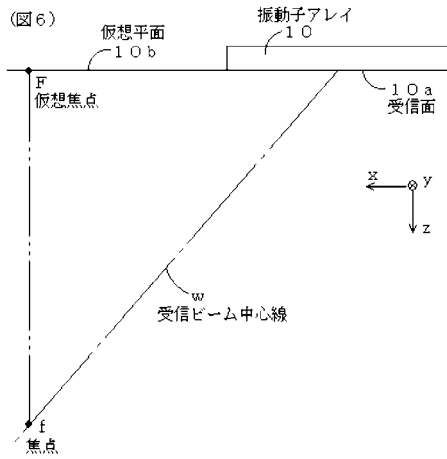
【図 4】



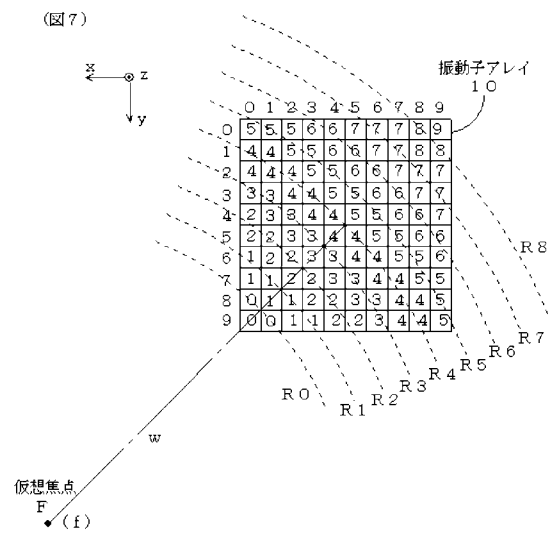
【図 5】



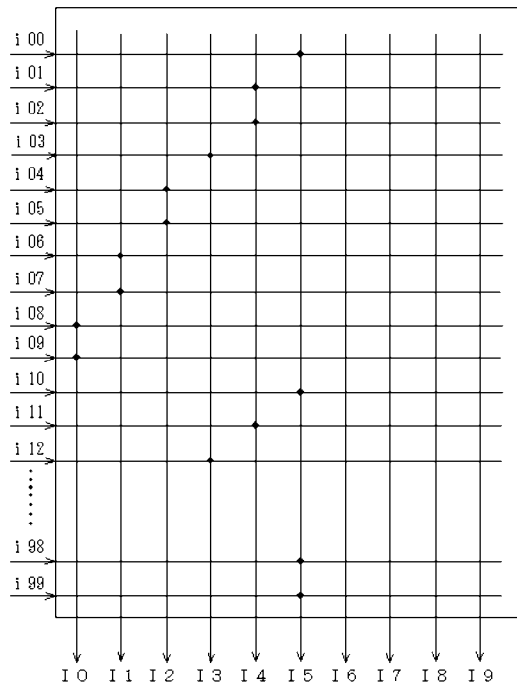
【図 6】



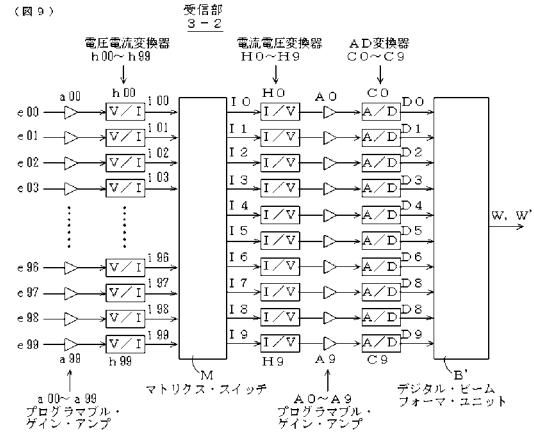
【図 7】



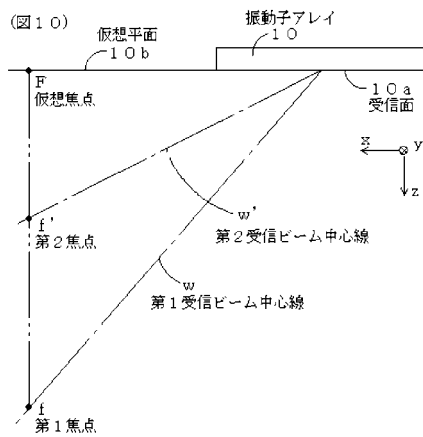
【図 8】

(図 8) マトリクススイッチ
M

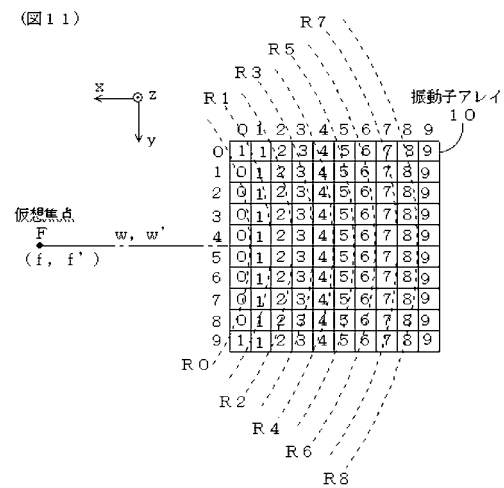
【図 9】



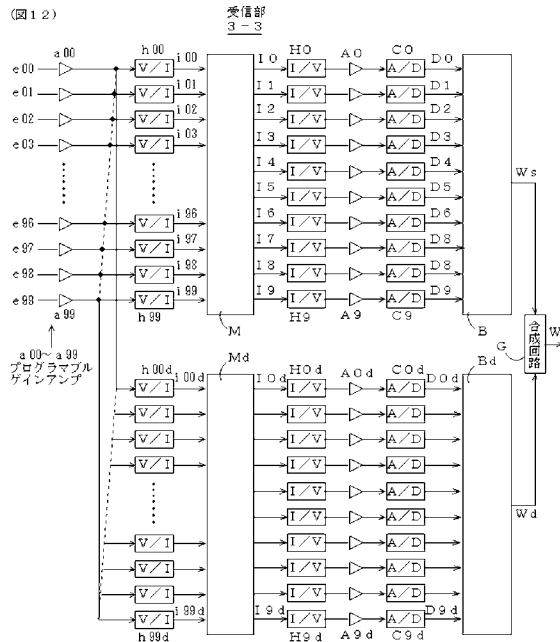
【図 10】



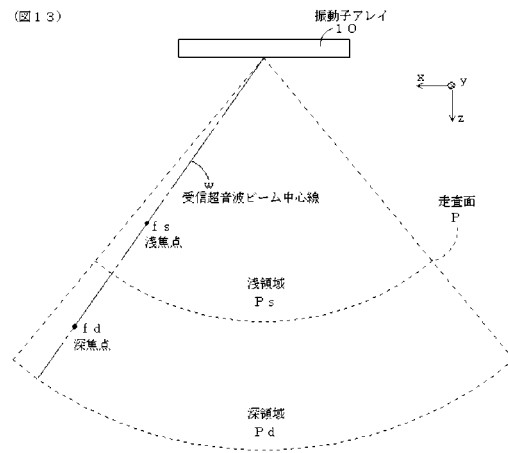
【図 11】



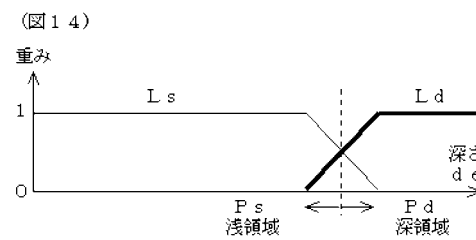
【図 12】



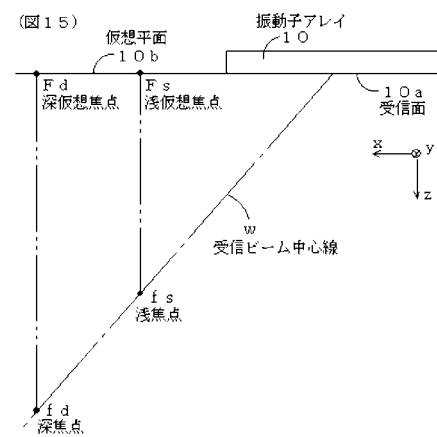
【図 13】



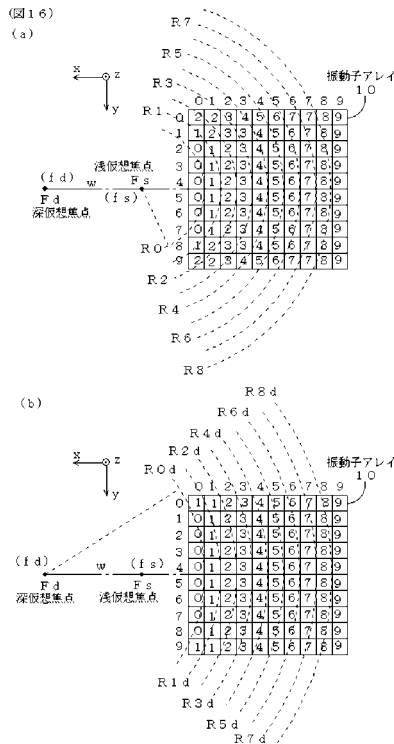
【図 14】



【図 15】

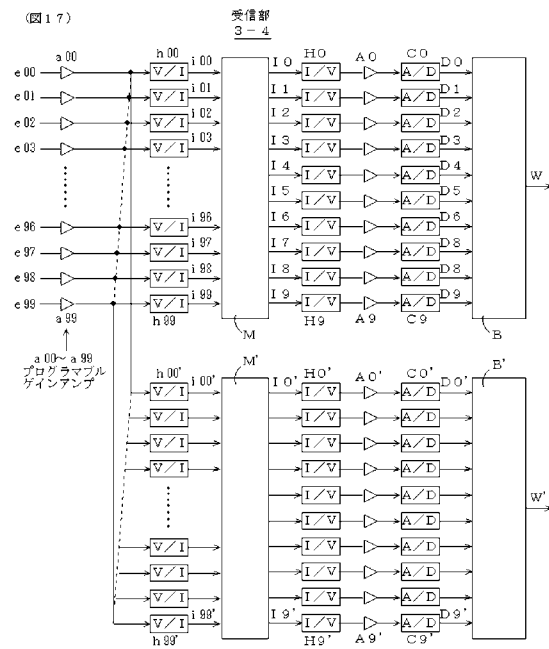


【図 16】



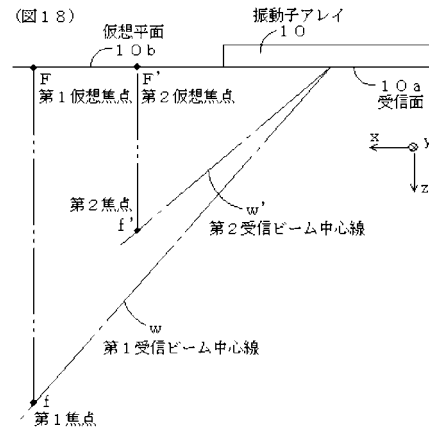
【図 17】

(図 17)



【図 18】

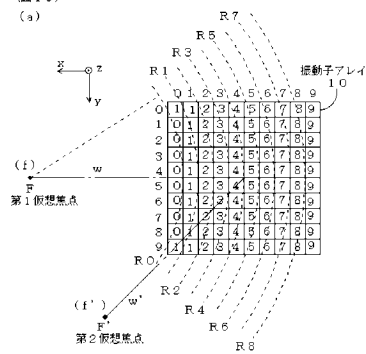
(図 18)



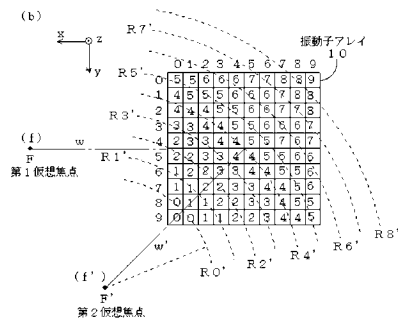
【図 19】

(図 19)

(a)



(b)



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB23 EE12 EE13 HH24 HH25 HH28 HH30 JB03
JB13

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007185529A	公开(公告)日	2007-07-26
申请号	JP2007069766	申请日	2007-03-19
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	雨宮慎一		
发明人	雨宮 慎一		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB23 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/HH24 4C601/HH25 4C601/HH28 4C601/HH30 4C601/JB03 4C601/JB13		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，减少用于驱动具有大量振荡器的二维阵列超声探头的硬件负担。
 ŽSOLUTION：该设备配备可编程增益放大器a00-a99，放大来自二维阵列超声探头振荡器的信号电压e00-e99，电压 - 电流转换器h00-h99，将电压转换为电流信号i00-i99，矩阵开关M，将电流信号i00-i99分成组，在每组中加上电流信号，并输出加电流信号i0-i9，电流 - 电压转换器H0-H9，将电流转换为电压信号，可编程增益放大器A0-A9，AD转换器C0-C9和数字波束形成器单元B，其使用数字信号D0-D9执行接收波束形成并输出声线信号W.Ž

