

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4583612号
(P4583612)

(45) 発行日 平成22年11月17日(2010.11.17)

(24) 登録日 平成22年9月10日(2010.9.10)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 4 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2001-6005 (P2001-6005)
 (22) 出願日 平成13年1月15日(2001.1.15)
 (65) 公開番号 特開2002-209886 (P2002-209886A)
 (43) 公開日 平成14年7月30日(2002.7.30)
 審査請求日 平成19年7月23日(2007.7.23)

(73) 特許権者 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
 ユー・プールバード・ダブリュー・710
 ・3000
 (74) 代理人 100095511
 弁理士 有近 紳志郎
 (72) 発明者 稲玉 充善
 東京都日野市旭ヶ丘4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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に送信した超音波パルスに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号を生成する圧電振動子を有する超音波探触子と、

前記受信エコー信号をサンプリング周期に合わせたタイミングでパラレルデータに変換するA/D変換手段と、

前記A/D変換手段から同時刻に出力されたパラレルデータを複数のビット列に分割し各ビット列を前記サンプリング周期よりも短い周期で時分割的に切り替えて出力する時分割出力手段と、

前記時分割出力手段の出力ビット列に基づいて元のパラレルデータを復元する復元手段と、

前記復元されたパラレルデータを用いて遅延処理をしてビームフォーミング処理をする信号処理手段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】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記時分割出力手段は、前記サンプリング周期に合わせたタイミングで前記パラレルデータを一時的に保持して出力するラッチ回路と、前記ラッチ回路の出力ビット列を複数の分割して取り出し各ビット列を前記サンプリング周期より短い周期で切り替えて出力するセレクト回路とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

10

20

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記時分割出力手段は、前記サンプリング周期に合わせたタイミングで前記パラレルデータを書き込まれると共に該パラレルデータのビット列を複数に分割したときの各ビット列を前記サンプリング周期より短い周期で切り替えて読み出されるデュアルポート RAM を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

被検体内に送信した超音波パルスに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号を生成する圧電振動子を有する超音波探触子と、

前記受信エコー信号をサンプリング周期に合わせたタイミングでデジタルデータに変換する複数の AD 変換手段と、

各 AD 変換手段から出力されたデジタルデータを前記サンプリング周期よりも短い周期で時分割的に切り替えて出力する時分割出力手段と、

前記時分割出力手段の出力データに基づいて元のデジタルデータを復元する復元手段と、

前記復元されたデジタルデータを用いて遅延処理をしてビームフォーミング処理をする信号処理手段とを具備した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、超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、受信エコー信号をデジタル化したデータを信号処理回路へ伝送する信号線の本数を節減できるように改良した超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

図 6 は、従来の超音波診断装置の一例の要部を示す構成図である。

この超音波診断装置 500 は、多数の圧電振動子 31 が配設された超音波探触子 30 と、いずれかの圧電振動子 31 で得た受信エコー信号を選択する電子スイッチ 32 と、選択された受信エコー信号 S を M ビットのパラレルデータ D に変換する ADC (Analog to Digital Converter) 2 と、遅延回路や DSC (Digital Scan Converter) を含む信号処理回路 510 と、CRT (Cathode Ray Tube) 40 とを具備して構成されている。前記信号処理回路 510 としては、ASIC (Application-Specific Integrated-Circuit; 特定用途向け集積回路) が採用されることが多い。

この場合、前記信号処理回路 510 の入力ピン数として、パラレルビット数 M (例えば 8 ~ 12 程度) が必要である。

【0003】

図 7 は、従来の超音波診断装置の他例の要部を示す構成図である。

この超音波診断装置 600 は、多数の圧電振動子 31 が配設された超音波探触子 30 と、複数の圧電振動子 31 で得た受信エコー信号を同時に選択する電子スイッチ 232 と、選択された受信エコー信号 S1, S2, ..., Sj をパラレルデータ D1, D2, ..., Dj に変換する ADC 2-1, 2-2, ..., 2-j と、信号処理回路 610 と、CRT 40 とを具備して構成されている。

この場合、前記信号処理回路 610 の入力ピン数として、チャンネル数 j × パラレルビット数 M が必要である。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

上記従来の超音波診断装置 500 では、AD 変換の高精度化などに伴って、信号処理回路 510 の入力ピン数をパラレルデータ D のパラレルビット数 M に応じて増やすと、信号処理回路 510 が大型化したり、結線が複雑化する問題点がある。なお、前記問題点を軽減するために、ADC 2 と信号処理回路 510 を 1 ウェハー上に形成することも考えられるが、アナログ回路とデジタル回路とが混在するため、高 SNR (Signal to Noise Ratio

10

20

30

40

50

）と高速動作の両立が難しくなったり、消費電力が増大するなどの不都合を生じてしまう。

また、上記従来の超音波診断装置 600 では、信号処理回路 510 の入力ピン数として、チャンネル数 $j \times$ パラレルビット数 M が必要なので、上記問題点がいっそう顕著に生じる。例えば、 $j = 4$, $M = 10$ の場合、必要な入力ピン数は 40 にもなってしまふ。

そこで、本発明の目的は、受信エコー信号をデジタル化したデータを信号処理回路へ伝送する信号線の本数を節減することができる超音波診断装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】

第 1 の観点では、本発明は、被検体内に送信した超音波パルスに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号を生成する圧電振動子を有する超音波探触子と、前記受信エコー信号をサンプリング周期に合わせたタイミングでパラレルデータに変換する A/D 変換手段と、前記 A/D 変換手段から同時刻に出力されたパラレルデータを複数のビット列に分割し各ビット列を前記サンプリング周期よりも短い周期で時分割的に切り替えて出力する時分割出力手段と、前記時分割出力手段の出力ビット列に基づいて元のパラレルデータを復元する信号処理手段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。

上記第 1 の観点による超音波診断装置では、時分割出力手段が、A/D 変換手段から同時刻に出力されたパラレルデータを複数のビット列に分割し、各ビット列を A/D 変換のサンプリング周期よりも短い周期（一般に、サンプリング周期 / 分割数の周期）で時分割的に切り替えて信号処理手段へ伝送するので、伝送時間を増大させることなく、信号線の本数を元のパラレルデータの平行ビット数よりも少ない数に節減することが出来る。この結果、小型化や、低コスト化に好都合となる。

【0006】

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、前記時分割出力手段は、前記サンプリング周期に合わせたタイミングで前記パラレルデータを一時的に保持して出力するラッチ回路と、前記ラッチ回路の出力ビット列を複数に分割して取り出し各ビット列を前記サンプリング周期より短い周期で切り替えて出力するセレクト回路とを有することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 2 の観点による超音波診断装置では、時分割出力手段をラッチ（latch）回路とセレクト回路とで構成したので、安価に構成できる。

【0007】

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、前記時分割出力手段は、前記サンプリング周期に合わせたタイミングで前記パラレルデータを書き込まれると共に該パラレルデータのビット列を複数に分割したときの各ビット列を前記サンプリング周期より短い周期で切り替えて読み出されるデュアルポート RAM（Random Access Memory）を有することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 3 の観点による超音波診断装置では、時分割出力手段の機能を 1 つのデュアルポート RAM により実現可能なので、部品数を節減できる。

【0008】

第 4 の観点では、本発明は、被検体内に送信した超音波パルスに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号を生成する圧電振動子を有する超音波探触子と、前記受信エコー信号をサンプリング周期に合わせたタイミングでデジタルデータに変換する複数の A/D 変換手段と、各 A/D 変換手段から出力されたデジタルデータを前記サンプリング周期よりも短い周期で時分割的に切り替えて出力する時分割出力手段と、前記時分割出力手段の出力データに基づいて元のデジタルデータを復元する信号処理手段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。

上記第 4 の観点による超音波診断装置では、複数チャンネル分の受信エコー信号をデジタル化した各デジタルデータ（パラレルデータでも、シリアルデータでもよい）を A/D 変換のサンプリング周期よりも短い周期で時分割的に切り替えて信号処理手段へ伝送するので、伝送時間を増大させることなく、信号線の本数を元のデジタルデータ全体の平行ビッ

10

20

30

40

50

ト数よりも少ない数に節減することが出来る。この結果、小型化や、低コスト化に好都合となる。

【 0 0 0 9 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図に示す実施の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。

【 0 0 1 0 】

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態にかかる超音波診断装置の要部を示す構成図である。この超音波診断装置 1 0 0 は、被検体内から超音波パルスに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号を生成する多数の圧電振動子 3 1 が配設された超音波探触子 3 0 と、いずれかの圧電振動子 3 1 で得た受信エコー信号を選択する電子スイッチ 3 2 と、選択された受信エコー信号 S をパラレルデータに変換する A D 変換部 1 と、遅延回路や D S C を含む信号処理回路 1 0 と、画像を表示する C R T 4 0 とを具備して構成されている。前記信号処理回路 1 0 としては、A S I C が採用されることが多い。

【 0 0 1 1 】

前記 A D 変換部 1 は、前記受信エコー信号 S を M (M = 2) ビットのパラレルデータ D - ▲ 1 ▼ に変換する A D C 2 と、前記パラレルデータ D - ▲ 1 ▼ を一時的に保持するラッチ回路 3 と、前記ラッチ回路 3 の出力の上位 P ビットデータ D - ▲ 2 ▼ および下位 Q ビットデータ D - ▲ 3 ▼ の一方を選択的に出力するセクタ (selector) 回路 4 とを具備している。ビット数の数値例を示せば、M = 1 0 , P = 5 , Q = 5 である。

前記 A D C 2 のサンプリングタイミング a と、前記ラッチ回路 3 のラッチタイミング b と、前記セクタ回路 4 の切替用信号 c は、タイミング制御部 5 により与えられる。

【 0 0 1 2 】

前記信号処理回路 1 0 は、前記セクタ回路 4 の出力データ D - ▲ 4 ▼ のうち前記上位 P ビットデータ D - ▲ 2 ▼ に相当するデータを一時的に保持するラッチ回路 1 1 p と、前記下位 Q ビットデータ D - ▲ 3 ▼ に相当するデータを一時的に保持するラッチ回路 1 1 q と、前記ラッチ回路 1 1 p , 1 1 q の出力データ D - ▲ 5 ▼ , D - ▲ 6 ▼ を一時的に保持してそれをパラレルデータ D - ▲ 7 ▼ として出力するラッチ回路 1 2 とを具備している。

前記ラッチ回路 1 1 p のラッチタイミング d 1 と、前記ラッチ回路 1 1 q のラッチタイミング d 2 と、前記ラッチ回路 1 2 のラッチタイミング e は、タイミング制御部 5 により与えられる。

【 0 0 1 3 】

図 2 は、前記超音波診断装置 1 0 0 の動作を示すタイミング図である。なお、図示の簡略化のため、各データの遷移時間は無視する。

A D 変換部 1 において、A D C 2 は、サンプリングタイミング a すなわちサンプリングクロックのリーディングエッジ (leading edge) で、前記受信エコー信号 S をパラレルデータ D - ▲ 1 ▼ (= ... , D1_n , D1_{n+1} , D1_{n+2} , ...) に変換する。なお、本実施形態では、前記リーディングエッジは、立ち上がりエッジなので、以下、立ち上がりエッジと言う。サンプリング周期 τ は、例えば 0 . 0 5 μ s である。

ラッチ回路 3 は、前記サンプリングタイミング a と同じラッチタイミング b で、前記パラレルデータ D - ▲ 1 ▼ を一時的に保持し、出力する。なお、前記ラッチ回路 3 は、時刻ごとのビット列を後段の処理で不安定化させないために設けたものなので、省略してもよい。

セクタ回路 4 は、前記サンプリングクロックと同じ波形を有する切替用信号 c のレベルが閾値 th より大きい期間に前記ラッチ回路 3 の出力の上位 P ビットデータ D - ▲ 2 ▼ (= ... , D2_{n-1} , D2_n , D2_{n+1} , ...) を選択的に出力すると共に、前記切替用信号 c のレベルが閾値 th 以下の期間に前記ラッチ回路 3 の下位 Q ビットデータ D - ▲ 3 ▼ (= ... , D3_{n-1} , D3_n , D3_{n+1} , ...) を選択的に出力する。

【 0 0 1 4 】

信号処理回路 1 0 において、ラッチ回路 1 1 p は、ラッチタイミング d 1 すなわち前記サ

10

20

30

40

50

ンプリングクロックのトレイリングエッジで、前記出力データ $D - \blacktriangle 4 \blacktriangledown$ のうち前記上位 P ビットデータ $D - \blacktriangle 2 \blacktriangledown$ に相当するデータ ($= \dots, D2_{n-1}, D2_n, D2_{n+1}, D2_{n+2}, \dots$) を一時的に保持し、出力する。なお、本実施形態では、前記トレイリングエッジは、立ち下がリエッジなので、以下、立ち下がリエッジと言う。また、ラッチ回路 $11q$ は、ラッチタイミング $d2$ すなわち前記サンプリングクロックの立ち上がりエッジで、前記下位 Q ビットデータ $D - \blacktriangle 3 \blacktriangledown$ に相当するデータ ($= \dots, D3_{n-2}, D3_{n-1}, D3_n, D3_{n+1}, D3_{n+2}, \dots$) を一時的に保持し、出力する。前記出力データ $D - \blacktriangle 4 \blacktriangledown$ のパラレルビット数 R は、 $\text{Max}(P, Q)$ すなわち P, Q のうち大きい方の値に等しい。

ラッチ回路 12 は、ラッチタイミング e すなわち前記サンプリングクロックの立ち下がリエッジで、上位ビット側に前記ラッチ回路 $11p$ の出力データ $D - \blacktriangle 5 \blacktriangledown$ を保持すると共に下位ビット側に前記ラッチ回路 $11q$ の出力データ $D - \blacktriangle 6 \blacktriangledown$ を保持し、両データをパラレル化した M ビットの平行データ $D - \blacktriangle 7 \blacktriangledown$ ($= \dots, D1_{n-2}, D1_{n-1}, D1_n, D1_{n+1}, \dots$) を、後段回路へ送る。なお、前記平行データ $D - \blacktriangle 7 \blacktriangledown$ は、元の平行データ $D - \blacktriangle 1 \blacktriangledown$ を復元したものとなる。

【0015】

以上の第1の実施形態にかかる超音波診断装置 100 によれば、 AD 変換部 1 が、受信エコー信号 S をデジタル化した平行データ $D - \blacktriangle 1 \blacktriangledown$ の上位ビット ($D - \blacktriangle 2 \blacktriangledown$) と下位ビット ($D - \blacktriangle 3 \blacktriangledown$) を、サンプリング周期 $\tau/2$ ごとに時分割的に切り替えて信号処理回路 10 へ伝送するので、信号処理回路 10 への信号線の本数を節減することが出来る。上記数値例では、 10 ビットの平行データを、上位 5 ビットと下位 5 ビットに分割して信号処理回路 10 へ伝送するので、信号処理回路 10 への信号線を 5 本に節減することが出来る (これに対し、従来の信号線は 10 本である)。

【0016】

- 第2の実施形態 -

図3は、本発明の第2の実施形態にかかる超音波診断装置の要部を示す構成図である。この超音波診断装置 200 は、多数の圧電振動子 31 が配設された超音波探触子 30 と、複数の圧電振動子 31 で得た受信エコー信号を同時に選択する電子スイッチ 232 と、 j チャンネル分の AD 変換部 $1-1, 1-2, 1-3, \dots, 1-j$ と、信号処理回路 210 と、 $CRT40$ とを具備して構成されている。

【0017】

前記 AD 変換部 $1-1$ では、 $ADC2-1$ が前記電子スイッチ 232 から入力された受信エコー信号 $S1$ をサンプリング周期 τ に合わせたタイミングで M ビットの平行データ $D1$ に変換し、その平行データ $D1$ を複数のビット列に分割したときの各ビット列を前記サンプリング周期 τ よりも短い周期で時分割的に切り替えて出力する。分割したビット列のビット数 r は、元の平行ビット数 M よりも小さい。前記 AD 変換部 $1-1$ の内部構成は、上記第1の実施形態の超音波診断装置 100 における AD 変換部 1 の内部構成と基本的に同じである。

なお、前記 AD 変換部 $1-2 \sim 1-j$ の動作は、前記 AD 変換部 $1-1$ の動作と同様である。

【0018】

前記信号処理回路 210 では、前記 AD 変換部 $1-1, \dots, 1-j$ の出力ビット列に基づいて元の平行データ $D1, D2, \dots, Dj$ を復元し、その復元データを後段回路へ送る。なお、前記信号処理回路 210 の構成は、前記信号処理回路 10 と基本的に同じである。

【0019】

以上の第2の実施形態にかかる超音波診断装置 200 によれば、複数の受信エコー信号 $S1, S2, \dots, Sj$ に対応する平行データを同時に信号処理回路 210 へ伝送する場合にも、信号処理回路 210 への信号線の本数を節減することが出来る。例えば、チャンネル数 $j = 4$ で、 1 チャンネル分の受信エコー信号に対応する平行ビット数 $M = 10$

10

20

30

40

50

のとき、各チャンネルのデータを4ビット，3ビット，3ビットに3分割して時分割的に伝送することで、信号処理回路210への信号線を16(=4×4)本に節減することが出来る(これに対し、従来の信号線は40本である)。

【0020】

- 第3の実施形態 -

図4は、本発明の第3の実施形態にかかる超音波診断装置の要部を示す構成図である。

この超音波診断装置300は、上記第1の実施形態にかかる超音波診断装置100(図1参照)のラッチ回路3およびセクタ回路4に代えて、デュアルポートRAM303を具備している。また、前記超音波診断装置100のラッチ回路11p，11qおよびラッチ回路12に代えて、デュアルポートRAM311を具備している。

前記デュアルポートRAM303への書込タイミングb'は、上記第1の実施形態にかかるラッチタイミングb(図2参照)と同じであり、読出タイミングc'は上記第1の実施形態の切替用信号cによる切り替えタイミングと同じである。

前記デュアルポートRAM311への書込タイミングd1'，d2'は、上記第1の実施形態にかかるラッチタイミングd1，d2と同じであり、読出タイミングe'はラッチタイミングeと同じである。

以上の第3の実施形態にかかる超音波診断装置300によれば、デュアルポートRAM303，311を採用することで、部品数を節減できる。

【0021】

- 第4の実施形態 -

図5は、本発明の第4の実施形態にかかる超音波診断装置の要部を示す構成図である。

この超音波診断装置400は、多数の圧電振動子31が配設された超音波探触子30と、2つの圧電振動子31で得た受信エコー信号S1，S2を同時に選択する電子スイッチ432と、2チャンネル分のAD変換部401と、信号処理回路410と、CRT40とを具備して構成されている。

【0022】

前記AD変換部401は、前記受信エコー信号S1をデジタルデータ(パラレルデータでも、シリアルデータでもよい)D1-▲1▼に変換するADC2-1と、前記デジタルデータD1-▲1▼を一時的に保持するラッチ回路3-1と、前記受信エコー信号S2をデジタルデータに変換するADC2-2と、前記デジタルデータD2-▲1▼を一時的に保持するラッチ回路3-2と、前記ラッチ回路3-1の出力データD1-▲2▼および前記ラッチ回路3-2の出力データD2-▲3▼の一方を選択的に出力するセクタ回路404とを具備している。前記ADC2-1，2-2のサンプリングタイミングaと、前記ラッチ回路3-1，3-2のラッチタイミングbと、前記セクタ回路404の切替用信号cは、上記第1の実施形態にかかる超音波診断装置100のサンプリングタイミングa，ラッチタイミングb，切替用信号c(図2参照)と同じである。

【0023】

前記信号処理回路410は、前記セクタ回路404の出力データD-▲4▼のうち前記デジタルデータD1-▲1▼に相当するデータを一時的に保持するラッチ回路11-1と、前記デジタルデータD2-▲1▼に相当するデータを一時的に保持するラッチ回路11-2と、前記ラッチ回路11-1の出力データD1-▲5▼および前記ラッチ回路11-2の出力データD2-▲6▼を一時的に保持してそれぞれD1-▲7▼，D2-▲7▼として出力するラッチ回路412とを具備している。前記ラッチ回路11-1のラッチタイミングd1と、前記ラッチ回路11-2のラッチタイミングd2と、前記ラッチ回路412のラッチタイミングeは、上記第1の実施形態にかかる超音波診断装置100のラッチタイミングd1，d2，eと同じである。

【0024】

以上の第4の実施形態にかかる超音波診断装置400によれば、ADC2-1，2-2で変換された2チャンネル(=2×mビット、ただし、m≧1)分のデジタルデータD1-▲1▼，D2-▲1▼を、1チャンネル分のビット数(=m)で信号処理回路410へ伝

10

20

30

40

50

送することで、信号処理回路 4 1 0 への信号線の本数を従来の 1 / 2 に節減することが出来る。

【 0 0 2 5 】

【発明の効果】

本発明の超音波診断装置によれば、超音波探触子の圧電振動子で得た受信エコー信号をデジタル化したデータを少ない信号線数で信号処理手段に伝送可能なので、配線および信号処理手段の小型化・コストダウンを実現できるようになる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】第 1 の実施形態にかかる超音波診断装置の要部を示す構成図である。

【図 2】図 1 の超音波診断装置の動作を示すタイミング図である。

10

【図 3】第 2 の実施形態にかかる超音波診断装置の要部を示す構成図である。

【図 4】第 3 の実施形態にかかる超音波診断装置の要部を示す構成図である。

【図 5】第 4 の実施形態にかかる超音波診断装置の要部を示す構成図である。

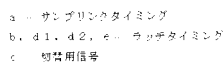
【図 6】従来の超音波診断装置の一例の要部を示す構成図である。

【図 7】従来の超音波診断装置の他例の要部を示す構成図である。

【符号の説明】

1 0 0 , 2 0 0 , 3 0 0 , 4 0 0	超音波診断装置	
1 , 1 - 1 , 1 - 2 , ... 1 - j	A D 変換部	
3 0 1 , 4 0 1	A D 変換部	
2 , 2 - 1 , 2 - 2 , ... , 2 - j	A D C	20
3 , 3 - 1 , 3 - 2 , 1 1 p , 1 1 q	ラッチ回路	
1 1 - 1 , 1 1 - 2 , 1 2 , 4 1 2	ラッチ回路	
4 , 4 0 4	セレクト回路	
5 , 2 0 5 , 3 0 5	タイミング制御部	
1 0 , 2 1 0 , 3 1 0 , 4 1 0	信号処理回路	
3 0	超音波探触子	
3 1	圧電振動子	
3 2 , 2 3 2 , 4 3 2	電子スイッチ	
4 0	C R T	
3 0 3 , 3 1 1	デュアルポート R A M	30

(21)



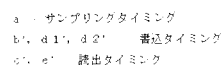
(圖 2)



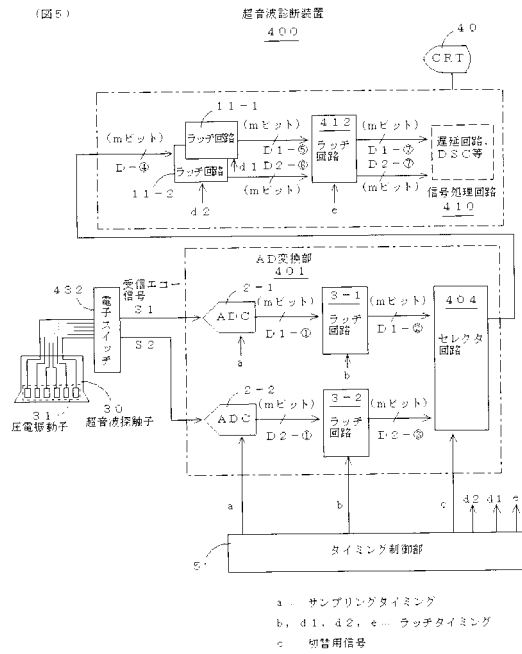
(圖 3)



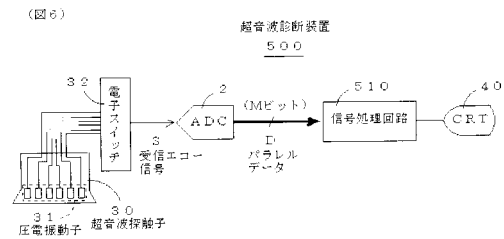
(4)



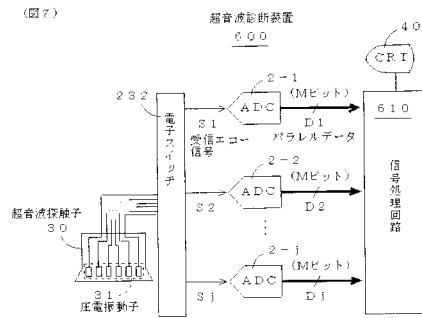
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開 2 0 0 0 - 3 2 5 3 5 0 (J P , A)
特開平 0 7 - 1 1 4 7 9 1 (J P , A)
特開平 0 7 - 2 6 0 7 5 4 (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	JP4583612B2	公开(公告)日	2010-11-17
申请号	JP2001006005	申请日	2001-01-15
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(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	稻玉充善		
发明人	稻玉 充善		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/EE15 4C301/GB02 4C301/HH33 4C301/JA17 4C301/JB03 4C301/JB06 4C301/JB50 4C301/LL04 4C601/EE12 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GD11 4C601/GD12 4C601/JB01 4C601/JB03 4C601/JB04 4C601/JB05 4C601/JB19 4C601/JB55 4C601/JB60 4C601/LL01 4C601/LL02		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2002209886A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减少用于将接收到的回波信号的数字化数据发送到信号处理电路的信号线的数量。 解决方案：在超声诊断设备100的AD转换器1中，ADC 2在与由超声探头30的压电换能器31获得的接收回波信号S匹配的定时处将M位并行数据转换为采样周期D-

【 図 3 】

