

(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2006-223384
(P2006-223384A)

(43) 公開日 平成18年8月31日(2006.8.31)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2005-38168 (P2005-38168)
(22) 出願日 平成17年2月15日 (2005.2.15)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 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
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

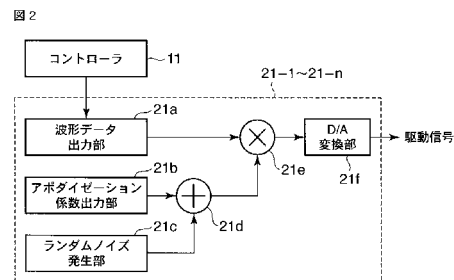
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 リニアアンプを用いずに所望の周波数スペクトラムを持つ波形を持った駆動信号を生成する。

【解決手段】 複数のチャンネルのそれぞれに対応する送信回路21-1~21-nにおいて、波形データ出力部21aは、いずれの送信回路21-1~21-nでも同一の波形の基本信号を示した波形データを出力する。ランダムノイズ発生部21cは、基本信号の最大振幅値よりも小さいとともに複数の超音波振動子の相対的な位置に応じた相関の無いランダムノイズ(ランダム係数)を発生する。ランダムノイズは、アポダイゼーション係数出力部21bが出力するアポダイゼーション係数とともに乗算器21eにて波形データに乘算され、これにより波形データはランダムノイズに応じた重み付けがなされる。重み付け後の波形データはD/A変換部21fでアナログ化した上で駆動信号として出力する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の超音波振動子を配列した超音波プローブを使用する超音波診断装置において、同一の波形の基本信号に、前記基本信号の最大振幅値よりも小さいとともに前記複数の超音波振動子の相対的な位置に応じた相関の無い複数のランダム係数を用いてそれぞれ重み付けした複数の信号を、前記複数の超音波振動子のそれぞれの駆動信号として前記超音波プローブへ送信する送信手段を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記送信手段は、前記基本信号に、前記複数の超音波振動子の相対的な位置に応じた相関を持った複数のアポダイゼーション係数を前記ランダム係数とともに用いてそれぞれ重み付けした複数の信号を、前記駆動信号として送信することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記信号生成手段は、前記複数の超音波振動子のそれぞれに対応付けて、前記基本信号をサンプリングした波形データを出力する手段と、前記ランダム係数および対応付けられた前記超音波振動子の位置に応じたアポダイゼーション係数との加算値を重み付け係数として出力する係数出力手段と、前記波形データを、前記重み付け係数を用いて重み付けして駆動信号データを生成する手段と、前記駆動信号データをアナログ変換して前記駆動信号を生成する変換手段とを具備したことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記係数出力手段は、前記ランダム係数を出力する手段と、前記アポダイゼーション係数を出力する手段と、前記ランダム係数および前記アポダイゼーション係数を加算する手段とを具備することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記変換手段は、電力スイッチングにより前記前記駆動信号のレベルを変更することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、複数の超音波振動子を配列した超音波プローブを使用する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに超音波を出射させるための駆動信号を生成する機能を持つ。

【0003】

任意波形の駆動信号を生成するためには、細かい量子化分解能を持ったデジタル/アナログ変換部の出力を、リニアアンプにより電力増幅すれば良い。しかし、このような構成は、コスト、電力、回路サイズが大きくなる欠点がある。

40

【0004】

このため、リニアアンプを用いずに、大電力スイッチングによる粗い量子化分解能のデジタル/アナログ変換部 (High Power DAC) を構成し、PWM 等により高い波形精度を実現する技術が提案されている。

【特許文献 1】特開 2001 - 8934

【特許文献 2】特開 2004 - 73883

【発明の開示】

50

【発明が解決しようとする課題】**【0005】**

ただし前述の後者方式では、送信振幅の遷移ごとに起きるグリッチ等の非線形応答が大きい傾向がある。このため、振幅遷移頻度の高い波形を生成する場合には、上記非線形応答による誤差エネルギーが量子化誤差に対して無視できないレベルになり、所望の周波数スペクトラムを持つ波形が生成できない。

【0006】

本発明はこのような事情を考慮してなされたものであり、その目的とするところは、リニアアンプを用いずに所望の周波数スペクトラムを持つ波形を持った駆動信号を生成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。

10

【課題を解決するための手段】**【0007】**

以上の目的を達成するために本発明は、複数の超音波振動子を配列した超音波プローブを使用する超音波診断装置において、同一の波形の基本信号に、前記基本信号の最大振幅値よりも小さいとともに前記複数の超音波振動子の相対的な位置に応じた相関の無い複数のランダム係数を用いてそれぞれ重み付けした複数の信号を、前記複数の超音波振動子のそれぞれの駆動信号として前記超音波プローブへ送信する送信手段を備えた。

【発明の効果】**【0008】**

本発明によれば、リニアアンプを用いずに所望の周波数スペクトラムを持つ波形を持った駆動信号を生成することができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】**【0009】**

以下、図面を参照して本発明の一実施形態について説明する。

図1は本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

図1に示すように超音波診断装置は、超音波プローブ1、送信ユニット2、受信ユニット3、Bモード処理回路4、CFMモード処理回路5、TDIモード処理回路6、PWDモード処理回路7、デジタルスキャンコンバータ(DSC)8、イメージメモリ9、モニタ10およびコントローラ11を備える。

【0010】

超音波プローブ1は、その先端に配置されたアレイ型圧電振動子を備える。アレイ型振動子は複数(n個)の超音波振動子1a-1, 1a-2... , 1a-nを直線状に配列し、その配列方向を走査方向としたもので、複数の超音波振動子それぞれが送受信の各チャネルを形成する。そして超音波プローブ1は、超音波信号と電気信号の間で双方向に信号変換することが可能である。超音波プローブ1は、送信ユニット2および受信ユニット3に接続される。なお、超音波プローブ1は、超音波診断装置の本体から分離して独立したユニットとして構成され、コネクタなどにより必要に応じて送信ユニット2および受信ユニット3に接続されるようにしても良い。この場合、超音波診断装置の本体と超音波プローブ1とは、セットとして流通されても良いし、個別に流通されても良い。

30

【0011】

送信ユニット2は、複数(n個)の送信回路21-1, 21-2... , 21-nを備える。これらの送信回路21-1, 21-2... , 21-nは、超音波振動子1a-1, 1a-2... , 1a-nにそれぞれ接続される。そして送信回路21-1, 21-2... , 21-nは、超音波振動子1a-1, 1a-2... , 1a-nより超音波を出射させるための駆動信号をそれぞれ生成する。

40

【0012】

送信回路21-1, 21-2... , 21-nが生成した駆動信号に応じて超音波振動子1a-1, 1a-2... , 1a-nが出射した超音波は、互いに合成されて送信ビームを形成する。送信ビームは、音響インピーダンスの異なる境界面でその一部が反射され、エコーになる。

【0013】

超音波プローブ1に戻ってきたエコーは、超音波振動子1a-1, 1a-2... , 1a-nのうちの1

50

つまたは複数により受信され、対応する電気信号（以下、エコー信号と称する）に変換される。

【0014】

受信ユニット3は、図示していないが、プリアンプ、遅延回路および加算部を備える。プリアンプは、超音波振動子1a-1, 1a-2... , 1a-nのそれぞれに対応して設けられる。プリアンプは、対応する超音波振動子により受信されたエコー信号を増幅する。遅延回路は、プリアンプのそれぞれに接続される。遅延回路は、プリアンプから出力されるエコー信号を受信フォーカスのために遅延制御する。加算部は、それぞれ遅延制御された後のエコー信号を互いに加算する。これにより、受信遅延時間の制御に応じて決まるフォーカス点を有する受信ビームが演算上で形成され、所望の指向性が得られる。

10

【0015】

受信ユニット3の出力端は、Bモード処理回路4、CFMモード処理回路5、TDIモード処理回路6およびPWDモード処理回路7にそれぞれ接続されている。Bモード処理回路4は、Bモードの白黒の断層像データの作成を担う。Bモード処理回路4は、Bモード画像を得る従来周知の回路で構成される。Bモード処理回路4は、受信ユニット3の出力に基づいてBモード画像データを生成し、出力する。CFMモード処理回路5は、カラーフローマッピング（CFM：カラードプラ断層法の種類）のモードにより2次元的に血流情報の検出を行う従来周知の回路で構成される。CFMモード処理回路5は、受信ユニット3の出力に基づいてカラードプラ情報を生成し、出力する。TDIモード処理回路6は、組織ドプラーイメージング（TDI：カラードプラ断層法の種類）により2次元的に組織の運動情報の検出を行う従来周知の回路で構成される。受信ユニット3の出力に基づいてカラードプラ情報を生成し、出力する。PWDモード処理回路7は、パルスドプラ（PWD）法に基づいてドプラスペクトラムデータを生成する機能を担う従来周知の回路で構成される。PWDモード処理回路7は、受信ユニット3の出力に基づいてドプラスペクトラムデータを生成し、出力する。

20

【0016】

DSC8は、各処理回路4～7から出力されるデータから画像を再構成する。またDSC8は、イメージメモリ9を利用して、複数のモードでそれぞれ取得された情報を同時表示するための画像を生成する機能も持つ。モニタ10は、DSC8により生成された画像を表示する。

30

【0017】

コントローラ11は、CPUを備える。コントローラ11は、パルス送信のシーケンスの変更やモードの変更を実現するための制御を行なう。

【0018】

図2は送信回路21-1, 21-2... , 21-nの具体的な構成を示すブロック図である。

送信回路21-1, 21-2... , 21-nは、図2に示す共通の構成をなす。すなわち送信回路21-1, 21-2... , 21-nは、波形データ出力部21a、アポダイゼーション係数出力部21b、ランダムノイズ発生部21c、加算部21d、乗算部21eおよびデジタル/アナログ変換部（以下、D/A変換部と称する）21fを備える。

【0019】

波形データ出力部21aは、駆動信号の基本波形に応じた波形データを出力する。すなわち波形データ出力部21aは、基本波形をサンプリングして得られる離散的なレベル値をサンプリング周期で順次出力する。波形データ出力部21aが出力する波形データの位相は、コントローラ11の制御の下に送信回路21-1, 21-2... , 21-nのそれぞれで個別に変更される。

40

【0020】

アポダイゼーション係数出力部21bは、従来より行われている送信アポダイゼーションのために定められたアポダイゼーション係数を出力する。アポダイゼーション係数は超音波振動子1a-1, 1a-2... , 1a-nのそれぞれに対し、それらの相対的な位置、すなわち超音波プローブの送信開口内での各超音波振動子1a-1, 1a-2... , 1a-nの位置に応じた相関を持

50

つ値が固定的に割り当てられる。アポダイゼーション係数出力部 2 1 b は、対応する超音波振動子に割り当てられたアポダイゼーション係数を入力する。

【 0 0 2 1 】

ランダムノイズ発生部 2 1 c は、駆動信号に、チャンネル毎にランダムな微量の変化（以下、ディザと称する）を加えるためのランダムノイズを入力する。ランダムノイズは超音波振動子 1a-1, 1a-2... , 1a-n のそれぞれに対し、それらの相対的な位置、すなわち超音波プローブの送信開口内での各超音波振動子 1a-1, 1a-2... , 1a-n の位置に応じた相関を持たない値が固定的に割り当てられる。ランダムノイズ発生部 2 1 c は、対応する超音波振動子に割り当てられたランダムノイズを入力する。

【 0 0 2 2 】

加算部 2 1 d は、上記のアポダイゼーション係数とランダムノイズとを加算する。加算部 2 1 d は、加算結果を重み付け係数として出力する。乗算器 2 1 e は、上記の波形データに対し、上記の重み付け係数により重み付けする。

【 0 0 2 3 】

D / A 変換部 2 1 f は、重み付け後の波形データをアナログ化する。この D / A 変換部 2 1 f の出力が駆動信号となる。D / A 変換部 2 1 f としては、High Power DAC が適用される。すなわち D / A 変換部 2 1 f は、大電力スイッチングにより、粗い量子化分解能で出力レベル（駆動信号の波形振幅）を変化させる。

【 0 0 2 4 】

次に以上のように構成された超音波診断装置の動作について説明する。なお、超音波を利用して被検体の情報を取得する動作や、取得した情報から画像を再構成する動作などは従来よりある超音波診断装置と同様であるので、ここではその説明は省略する。本実施形態の特徴は、送信ユニット 2 における駆動信号の生成にあるので、以下においてはこの動作について詳細に説明する。なお以下の説明では、ランダムノイズ発生部 2 1 c の出力が符号付き 2 ビット、アポダイゼーション係数出力部 2 1 b および加算部 2 1 d の出力が符号無し 6 ビット、D / A 変換部 2 1 f の入力が符号付き 5 ビットのそれぞれのビット幅を持つハードウェア構成を例とする。

【 0 0 2 5 】

図 3 は量子化前のランダムノイズを示す図である。図 4 はランダムノイズ発生部 2 1 c が出力するランダムノイズを示す図である。

【 0 0 2 6 】

図 3 に示すように、ランダムノイズの値は、チャンネル毎の相関がなく、ランダムである。図 3 に示すランダムノイズの値をそれぞれ 2 ビットに量子化することで、図 4 に示すランダムノイズを得ている。従って、ランダムノイズ発生部 2 1 c が出力するランダムノイズは、2 ビットで表され図 4 に示すように「 1 」「 0 」「 - 1 」のいずれかの値を持つ。波形データ出力部 2 1 a が出力する波形データは、例えば 8 ビットである。従ってランダムノイズの値は、波形データが示す波形の最大振幅よりも十分に小さい。

【 0 0 2 7 】

図 5 はアポダイゼーション係数を示す図である。図 5 の例では、開口中心付近のチャンネルが最も大きく、かつ端部に向かうに従って小さくなる Hamming をアポダイゼーション係数として用いている。アポダイゼーション係数は、6 ビットで表され図 5 に示すように「 1 」「 6 4 」のいずれかの値を持つ。

【 0 0 2 8 】

送信回路 21-1, 21-1... , 21-n では、対応するチャンネルに対して上述のように定められた値のアポダイゼーション係数およびランダムノイズをアポダイゼーション係数出力部 2 1 b およびランダムノイズ発生部 2 1 c が出力する。これらアポダイゼーション係数およびランダムノイズは、加算部 2 1 d によって互いに加算される。この結果として得られる各チャンネルの重み付け係数が、例えば図 6 に示すような値となる。

【 0 0 2 9 】

さて、波形データ出力部 2 1 a が出力する波形データにアポダイゼーション係数のみで

10

20

30

40

50

重み付けしたとする。このときに、重み付け後の波形データをD/A変換部21fでデジタル化して得られる駆動信号は、例えば図7に示すような波形となる。なおここでは、D/A変換部21fの分解能が5ビットであることとする。

【0030】

図8は図7に示す波形における波形ピーク付近を拡大して示す図である。図8はランダムノイズ発生部21cが無い場合の4チャンネル分のD/A変換部21fの入力の波形を、送信遅延による時間方向のずれは無いものとして重ねて示している。4つのチャンネルは、開口中心に相当するチャンネルchcと、このチャンネルchcから2, 4, 6チャンネルそれぞれ離れたチャンネルchc-2, chc-4, chc-6である。チャンネルchc, chc-2, chc-4, chc-6の波形は、 \times , $+$, \square , \triangle で示している。

10

【0031】

波形データ出力部21aが出力する波形データは、各送信回路21-1, 21-2..., 21-nで同一である。また、アポダイゼーション係数は、開口中心付近のチャンネルについてはその値がほぼ等しい。このため図8に示すように、チャンネルchc, chc-2, chc-4, chc-6の波形は一致する。

【0032】

ところで本実施形態では、波形データ出力部21aが出力する波形データは乗算部21eにて、加算部21dが出力する重み付け係数によって重み付けされる。重み付け係数には、アポダイゼーション係数にランダムノイズが加えられている。従って、このランダムノイズによって、駆動信号の波形にディザが加えられることになる。このディザを加えたことによる効果により、実際のチャンネルchc, chc-2, chc-4, chc-6の波形は、図9に示すように一部でばらつく。図9では、チャンネルchcとチャンネルchc-4とは常に波形が等しく、チャンネルchc-2とチャンネルchc-6とは常に波形が等しい。しかし、チャンネルchc, chc-4とチャンネルchc-2, chc-6とでは、一部のサンプルにて振幅レベルが異なっている。

20

【0033】

このようにして2種類の波形で波形ピーク付近に生じる振幅遷移エッジ位置にばらつきが生じることにより、振幅遷移エッジで生じるグリッチ等による非線形応答が時間方向に分散される。この結果、送信焦点で各チャンネルの波形が加算された結果の誤差エネルギーの周波数スペクトラムはホワイトに近づくとともに、相関のないものの加算効果によって全体の誤差エネルギーが低減する。

30

【0034】

従って本実施形態によれば、D/A変換部21fが大電力スイッチングにより、粗い量子化分解能で出力レベルを変化させていても、所望の周波数スペクトラムを持つ駆動信号を生成することができる。この結果として、パルスインバージョン(Pulse Inversion)での正負送信時対称性劣化を緩和し、フィルタハーモニックイメージング(Filter Harmonic Imaging)やパルスインバージョンハーモニックイメージング(Pulse Inversion Harmonic Imaging)などでの画質劣化を抑えることが可能となる。

【0035】

この実施形態は、次のような種々の変形実施が可能である。

アポダイゼーション係数出力部21b、ランダムノイズ発生部21cおよび加算部21dに代えて、アポダイゼーション係数とランダムノイズとを加算した値を持つ重み付け係数を直接的に出力する出力部を備えても良い。

40

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】図1中の送信回路21-1, 21-2..., 21-nの具体的な構成を示すブロック図。

50

【図3】量子化前のランダムノイズを示す図。

【図4】図2中のランダムノイズ発生部21cが出力するランダムノイズを示す図。

【図5】図2中のアポダイゼーション係数出力部21bが出力するアポダイゼーション係数を示す図。

【図6】図2中の加算部21dが出力する重み付け係数を示す図。

【図7】図2中の波形データ出力部21aが出力する波形データにアポダイゼーション係数のみで重み付けした後のD/A変換部21fの入力の波形の一例を示す図。

【図8】図7に示す波形における波形ピーク付近を拡大して示す図。

【図9】図2中のD/A変換部21fの入力の波形における波形ピーク付近を拡大して示す図。

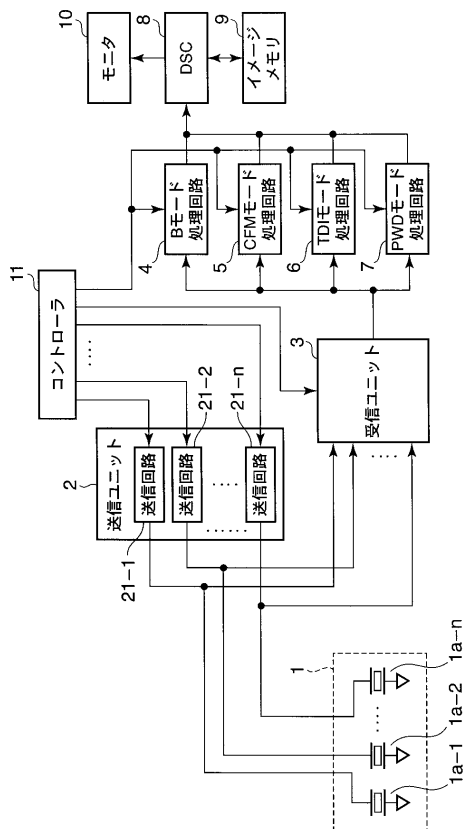
【符号の説明】

【0037】

1...超音波プローブ、1a-1~1a-n...超音波振動子、2...送信ユニット、3...受信ユニット、21-1~21-n...送信回路、21a...波形データ出力部、21b...アポダイゼーション係数出力部、21c...ランダムノイズ発生部、21d...加算部、21e...乗算部、21f...変換部。

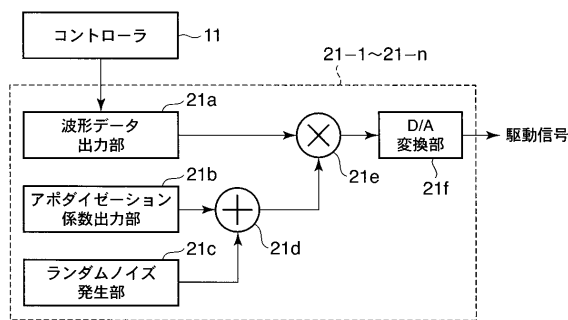
【図1】

図1



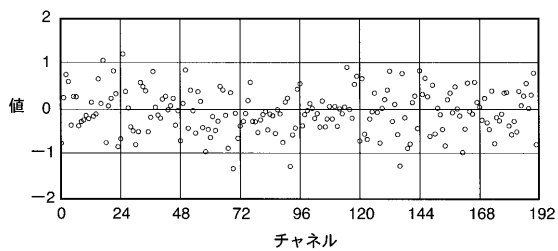
【図2】

図2



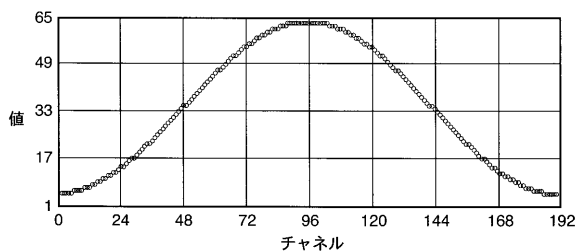
【 図 3 】

図 3



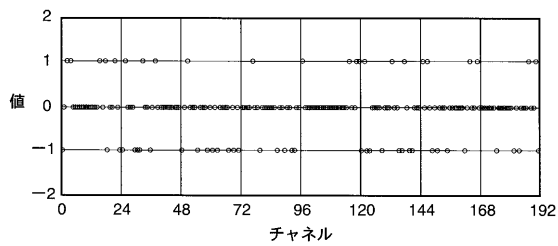
【 図 5 】

図 5



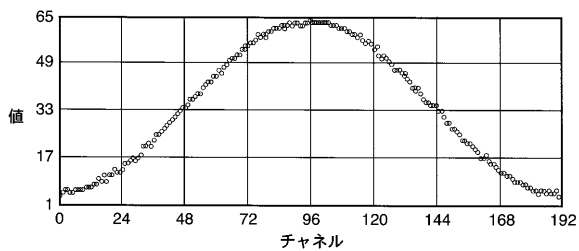
【 図 4 】

図 4



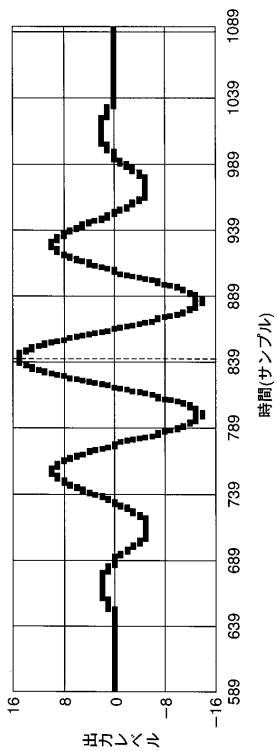
【 図 6 】

図 6



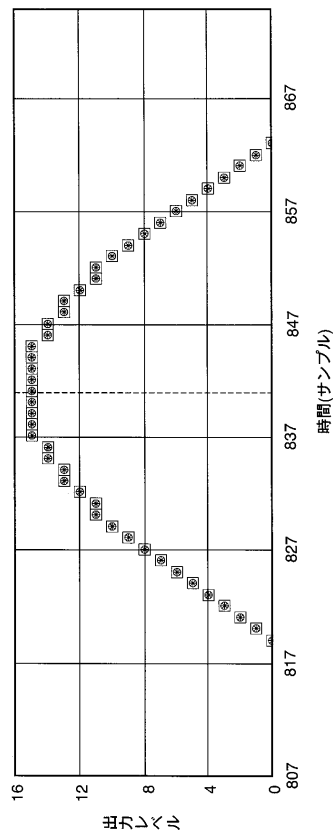
【 図 7 】

図 7



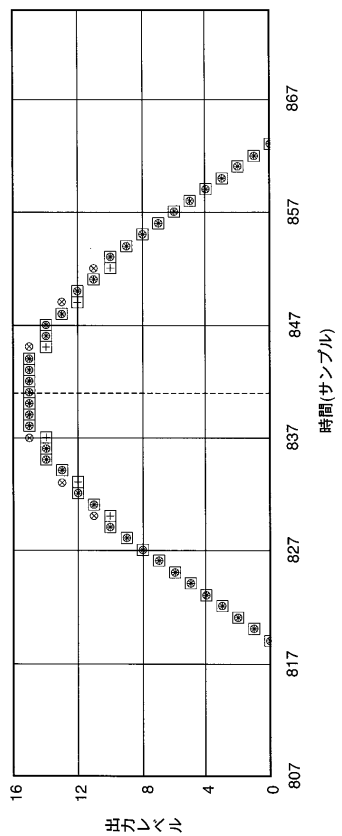
【 図 8 】

図 8



【 図 9 】

図 9



フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 平野 亨

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

Fターム(参考) 4C601 EE04 EE13 EE14 EE15 HH04 HH35

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006223384A	公开(公告)日	2006-08-31
申请号	JP2005038168	申请日	2005-02-15
[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		
[标]发明人	平野 亨		
发明人	平野 亨		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/EE15 4C601/HH04 4C601/HH35		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在不使用线性放大器的情况下产生具有具有期望频谱的波形的驱动信号。在与多个通道中的每个通道相对应的传输电路21-1至21-n中，波形数据输出单元21a示出了在传输电路21-1至21-n中的任何一个中具有相同波形的基本信号。输出波形数据。随机噪声产生器21c根据多个超声换能器的相对位置产生小于基本信号的最大振幅值并且不具有相关性的随机噪声（随机系数）。乘法器21e将随机噪声与波形数据相乘，再加上从变迹系数输出单元21b输出的变迹系数，从而根据随机噪声对波形数据进行加权。加权后的波形数据由D/A转换器21f进行模拟，然后作为驱动信号输出。[选择图]图2

图2

