

(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2007-313322

(P2007-313322A)

(43) 公開日 平成19年12月6日(2007.12.6)

(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 未請求 請求項の数 12 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2007-137090 (P2007-137090)
 (22) 出願日 平成19年5月23日 (2007.5.23)
 (31) 優先権主張番号 10-2006-0046253
 (32) 優先日 平成18年5月23日 (2006.5.23)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)
 (31) 優先権主張番号 10-2006-0114067
 (32) 優先日 平成18年11月17日 (2006.11.17)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)
 (31) 優先権主張番号 10-2007-0049607
 (32) 優先日 平成19年5月22日 (2007.5.22)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 597096909
 株式会社 メディソン
 大韓民国 250-870 江原道 洪川
 郡 南面陽▲徳▼院里 114
 (74) 代理人 100082175
 弁理士 高田 守
 (74) 代理人 100106150
 弁理士 高橋 英樹
 (72) 発明者 ベ ム ホ
 大韓民国 ソウル特別市 ソンバグ シン
 チョンドン チャンミアパート 19-8
 08

最終頁に続く

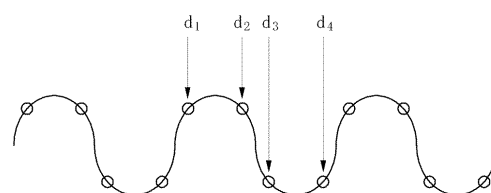
(54) 【発明の名称】 直交復調器なしに I Q データを形成する超音波診断装置及び方法

(57) 【要約】

【課題】 直交復調器なしに I Q データを形成する超音波診断装置及び方法を開示する。

【解決手段】 ビームフォーマからアナログ受信信号の中心周波数の整数倍のレートで出力される受信集束から入／4の位相差を有するデータ対を少なくとも1対抽出して I、Q データを形成する。

【選択図】 図9



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象体から反射された超音波信号をアナログ信号－前記アナログ信号は中心周波数を有し、前記中心周波数により波長 λ が定義される－に変換して提供するプローブと、

前記プローブから入力される前記アナログ信号を変換して複数のデジタル信号を形成するアナログ－デジタルコンバータと、

前記中心周波数の整数倍のレートで前記デジタル信号の一部を抽出し、抽出されたデジタル信号から受信集束信号を形成するビームフォーマと、

前記受信集束信号で $\lambda/4$ の位相差を有する受信集束信号を少なくとも1対選択してI、Qデータを形成するデジタル信号処理部と、
を備える超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記中心周波数で定義される一周期の間に前記少なくとも一对の受信集束信号を選択する請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記デジタル信号処理部は、

前記各対の前記受信集束信号の互いに異なる選択時間を補償するための補償部を備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 4】

前記ビームフォーマは、

前記中心周波数の大きさの整数倍のレートで前記デジタル信号の一部を抽出して前記受信集束信号の量を調節するための抽出部を備える請求項1～3記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記抽出部は、

前記アナログ－デジタルコンバータから入力されるデジタル信号を格納するためのシフトレジスタと、

前記シフトレジスタから前記中心周波数の整数倍のレートで抽出されたデジタル信号を格納するためのプロセッシングレジスタとを備える請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記ビームフォーマは、抽出部から出力されるデジタル信号を用いて補間を実施するための補間部をさらに備える請求項5記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記補間部は、

補間フィルタ係数のルックアップテーブルを提供するための係数RAMと、

前記抽出されたデジタル信号に前記補間フィルタ係数を反映させて前記デジタル信号を補間するための乗算器と、

前記乗算器の出力を加算して前記受信集束信号を形成するための加算器とをさらに備える請求項6記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記プローブは複数の変換子を含み、

前記ビームフォーマは、前記各変換子の位置を反映させて各変換子に対応するデータを遅延させるための遅延器を備える請求項4記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

前記遅延器はデュアルポートRAMからなる請求項8記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

対象体から反射された超音波信号をアナログ信号－前記アナログ信号は、中心周波数を有し、前記中心周波数により波長 λ が定義される－に変換し、

前記アナログ信号を変換して複数のデジタル信号を得て、

前記中心周波数の整数倍のレートで前記デジタル信号の一部を抽出して受信集束信号を形成し、

50

前記受信集束信号で $\lambda/4$ の位相差を有する一对の受信集束信号を少なくとも1対選択してI Qデータを形成する方法。

【請求項11】

前記各対の前記受信集束信号の互いに異なる選択時間を補償してなる請求項10記載のI Qデータを形成する方法。

【請求項12】

前記中心周波数で定義される一周期の間に前記少なくとも一对の受信集束信号を選択する請求項11記載のI Qデータ形成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は超音波映像形成方法に関し、特に直交復調器なしにI Qデータを形成する超音波診断装置及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、検査しようとする対象体に超音波信号を送信し、対象体から反射される超音波信号を受信し、受信された超音波反射信号を電氣的映像信号に変換して対象体の内部状態を示す装置であって、医療診断、非破壊検査及び水中探索などに広く用いられている。超音波信号はプローブを通じて送受信される。

【0003】

20

図1に示された通り、超音波診断装置10はプローブ11、ビームフォーマ12、スキャンラインデータ形成部13、DSC (digital scan converter) 14、ディスプレイ部15を備える。プローブ11は電氣的信号を超音波信号に変換して対象体に伝送し、対象体から反射された超音波信号をアナログ形態の電氣的信号に変換するための複数の変換子を備える。変換子と対象体との間の距離差により対象体から反射された超音波信号は互いに異なる時刻に各変換子に到達する。ビームフォーマ12は、各変換子で生成されたアナログ受信信号をデジタル信号に変換し、対象体から各変換子に到達する時間を考慮してデジタル信号に適切な遅延を加えた後、合算して受信集束信号 (RF信号) を形成する。

【0004】

30

スキャンラインデータ形成部13は、受信集束信号を基底帯域に変換してスキャンラインデータを形成する。図2に示された通り、スキャンラインデータ形成部13は、RF信号から直流成分 (DC) を除去するための高帯域フィルタ13a、コサイン関数乗算器13b、サイン関数乗算器13c、低帯域フィルタ13d, 13e及メモリ13fを備える。コサイン関数乗算器13b、サイン関数乗算器13cと低帯域フィルタ13d, 13eは直交復調器 (quadrature demodulator) から提供される。

【0005】

高帯域フィルタ13aを通過したRF信号に、コサイン関数及びサイン関数を乗じた後、低帯域フィルタ13d, 13eをそれぞれ通過させて基底帯域に復調された同一位相成分 (in-phase component) からなるIデータと直交位相成分 (quadrature-phase component) からなるQデータを形成する。I、Qデータはメモリ13fに格納され、I、Qデータは対をなしてスキャンラインデータを形成する。図2で“fc”は中心周波数を示す。

40

【0006】

ディスプレイ部15は、DSC14でスキャン変換されたスキャンラインデータの入力を受けて超音波映像をディスプレイする。

【0007】

従来の超音波診断装置10はI Qデータ形成のために、図2に示されるコサイン関数乗算器13b、サイン関数乗算器13c及び低帯域フィルタ13d, 13eからなる直交復調器 (quadrature demodulator) を備えなければならない制約が

50

ある。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は、直交復調器なしに I Q データを形成する超音波診断装置及び方法を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の実施例による超音波診断装置は、対象体から反射された超音波信号をアナログ信号—前記アナログ信号は中心周波数を有し、前記中心周波数により波長 λ が定義される—に変換して提供するプローブと、前記プローブから入力される前記アナログ信号を変換して複数のデジタル信号を形成するアナログ—デジタルコンバータと、前記中心周波数の整数倍のレートで前記デジタル信号の一部を抽出し、抽出されたデジタル信号から受信集束信号を形成するビームフォーマと、及び前記受信集束信号で $\lambda/4$ の位相差を有する受信集束信号を少なくとも1対選択し、I、Qデータを形成するデジタル信号処理部とを備える。

【0010】

本発明の実施例による I Q データを形成する方法は、対象体から反射された超音波信号をアナログ信号—前記アナログ信号は、中心周波数を有し、前記中心周波数により波長 λ が定義される—に変換し、前記アナログ信号を変換して複数のデジタル信号を得て、前記中心周波数の整数倍のレートで前記デジタル信号の一部を抽出して受信集束信号を形成し、前記受信集束信号で $\lambda/4$ の位相差を有する一対の受信集束信号を少なくとも1対選択して I Q データを形成する。

【発明の効果】

【0011】

前述した本発明は、直交復調器を備えずに I Q データを形成することによって、より容易にシステムを設計することができる長所を提供する。

【0012】

また、本発明は、ビームフォーマから比較的計算量が一定の受信集束信号が出力されることによって、DSPまたはPCのような映像処理部の処理能力が超音波診断装置の設計に大きな制約として作用しないという長所がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

本発明は、ビームフォーマにおいてアナログ受信信号の中心周波数の整数倍のレートで出力される受信集束信号から $\lambda/4$ の位相差を有するデータ対を少なくとも1対抽出して I、Q データを形成する。ここで、 λ は前記中心周波数により定義される波長である。本発明によって、直交復調器なしに A—モード (amplitude mode)、B—モード (brightness mode)、M—モード (motion mode)、カラーモード (color mode) またはドップラーモード (doppler mode) の超音波映像形成のための I Q データを形成する。

【0014】

図3に示された通り、本発明による超音波診断装置100はプローブ110、ADC (analog—digital converter) 120、ビームフォーマ130、DSP (digital signal processor) 140、DSC (digital scan converter) 150及びディスプレイ部160を備える。

【0015】

プローブ110は、電気信号を超音波信号に変換して対象体、さらに具体的に対象体内の集束点に超音波信号を送信し、対象体から反射された超音波信号を受信して電氣的信号 (アナログ受信信号) に変換するための複数の変換子を備える。プローブ110から出力されるアナログ受信信号は変換子及び組織の特性と関連する中心周波数を有する。

A D C 1 2 0 は変換子数だけ備えられ、各変換子に A D C 1 2 0 に一対一に対応する。A D C 1 2 0 は、プローブ 1 1 0 から出力されるアナログ信号を一定のレート、例えば 6 0 M H Z でサンプリングしてデジタル信号に変換する。A D C 1 2 0 ではアナログ信号の中心周波数の大きさに関係なく、一定のレートでサンプリングが進められるため、アナログ信号の中心周波数が低い場合、前記中心周波数により定義される一周期当りに得られるデジタル信号が相対的に多く、中心周波数が高い場合、一周期当り相対的に少ないデジタル信号が得られる。

【0016】

ビームフォーマ 1 3 0 は、中心周波数の整数倍のレートでデジタル信号の一部を抽出して一定の量の受信集束信号を形成する。さらに具体的には、ビームフォーマ 1 3 0 は、A D C 1 2 0 で一定のサンプリングレートによってサンプリングされて得られたデジタル信号を遅延させ、プローブから出力されるアナログ信号の中心周波数の整数倍に該当するレートで遅延されたデジタル信号の一部を抽出し (e x t r a c t i n g) 抽出されたデジタル信号を補間 (i n t e r p o l a t i n g) して一定の量の受信集束信号を形成する。このために、図 4 に示された通り、ビームフォーマ 1 3 0 は概略遅延部 1 3 1 及び A D C 1 2 0 から出力されるデジタル信号の量を一定に調整するための抽出部 1 3 2、補間部 1 3 3 及び制御部 1 3 4 を備える。さらに、図 4 には示されていないが、ビームフォーマ 1 3 0 は、一般的な超音波診断装置に備えられるビームフォーマの基本的な機能を具現するために送信ビーム形成部及び受信ビーム形成部などを備える。また、ビームフォーマは減衰を補償するための利得調節部などをさらに備える。

【0017】

制御部 1 3 4 は概略遅延部 1 3 1、抽出部 1 3 2 及び補間部 1 3 3 を制御する。超音波診断装置 1 0 0 の設計によって、制御部 1 3 4 は使用者から中心周波数情報の入力を受ける。または、超音波診断装置 1 0 0 は、プローブ 1 1 0 から出力されるアナログ信号を分析して中心周波数情報を制御部 1 3 4 に提供する中心周波数情報提供部をさらに備える。

【0018】

概略遅延部 1 3 1 はデュアルポート R A M で具現される。図 5 に示された通り、デュアルポート R A M は複数の格納領域を有する。この格納領域の数は変換子の数と同一であるか、少ない。デュアルポート R A M の各格納領域は、書き込みポインタと読み出しポインタにより指定される。図 5 には示されていないが、デュアルポート R A M はデータ書き込みピンと読み出しピンを備え、書き込みピンを通じて入力されたデータを書き込みポインタが指定する格納領域に格納し、読み出しポインタが指定する領域に格納されたデータを読み出しピンを通じて読み出す。各変換子に対応する A D C 1 2 0 から入力されるデジタル信号は互いに異なる格納領域に格納される。各変換子のデジタルデータがデュアルポート R A M に書き込まれる前、両ポインタは初期化され、デュアルポート R A M の同一の格納領域を示す。A D C 1 2 0 から入力される各変換子のデータは書き込みポインタが指定する格納領域に格納され、各格納領域は該当格納領域にデータが格納された時刻から、または書き込みポインタにより該当格納領域が指定された時刻から予め決められた時間が経過した後、読み出しポインタにより指定される。予め決められた時間は変換子と対象体内の焦点距離などを反映させて形成された遅延プロファイルによる。このように、各変換子から得た受信信号は A D C 1 2 0 で一定のサンプリングレートでサンプリングされた後、概略遅延部 1 3 1 で概略遅延される。

【0019】

抽出部 1 3 2 は、予め設定されたアナログ信号の中心周波数を基準にデジタル信号の量を調整する。抽出部 1 3 2 は、図 6 に示された通り、シフトレジスタ 1 3 2 a 及びプロセシングレジスタ 1 3 2 b を備える。シフトレジスタ 1 3 2 a とプロセシングレジスタ 1 3 2 b は、それぞれシステムの受信チャネルの数だけ備えられる。一方、時間分割 (t i m e d i v i s i o n a l m u l t i p l e x i n g) 方法で多重受信スキャンラインを形成する場合、多重受信スキャンラインの数に応じてシフトレジスタ 1 3 2 a とプロセシングレジスタ 1 3 2 b の数が増加する。

10

20

30

40

50

制御部 134 の制御によって読み出しポインタにより指定された格納領域のデジタル信号は、シフトレジスタ 132 a に移される。望ましくは、各変換子に該当するデジタル信号は、該当変換子に対応するシフトレジスタ 132 a に移される。制御部 134 の制御によって、抽出部 132 はプローブから受信されたアナログ信号の中心周波数の n 倍—ここで n は整数—のレートで各シフトレジスタ 132 a に格納されたデジタル信号から一部のデジタル信号を抽出する。即ち、プローブから出力されるアナログ信号の中心周波数の n 倍に該当するレートでシフトレジスタ 132 a に格納されたデジタル信号から一部のデジタル信号を抽出してプロセッシングレジスタ 132 b に移す。望ましくは、抽出レートは次の式 1 のように定義される。

【0020】

【数 1】

$$DR = fc \times n$$

…式 1

【0021】

式 1 において、 fc はプローブから出力されるアナログ信号の中心周波数であり、 n は正の整数である。帯域幅がアナログ信号の中心周波数の 2 倍に補正される時、最大周波数は中心周波数の 2 倍となる。エイリアシングの減少を目的としてナイキストの定理 (Nyquist theorem) によって、サンプリングレート (即ち、抽出レート) は最大周波数の少なくとも 2 倍にならなければならないので、整数 n は 4 となることが望ましいがこれに限定されない。

【0022】

シフトレジスタ (132 a) に格納されたデジタル信号において、アナログ信号の中心周波数の n 倍のレートで一部のデジタル信号を抽出することによって、高い中心周波数を有する受信信号の場合 (即ち、ADC (120) から中心周波数の一周期当り相対的に少ないデジタル信号が出力される場合)、一定のサンプリングレートを用いる ADC 出力に比べて相対的に高いレートでデジタル信号を抽出することができる。また、低い中心周波数を有する受信信号の場合 (即ち、ADC (120) から中心周波数の一周期当り相対的に多くのデジタル信号が出力される場合)、一定のサンプリングレートを用いる ADC 出力に比べて低いレートでデジタル信号を抽出する。言い換えれば、一つのフレーム当りのスキャンラインの数 (density of scanline) とフレームレートが同一である時、図 7 に示された通り、アナログ信号の中心周波数が高い場合 (高周波信号の場合) には一定のサンプリングレートより比較的高いレートでデジタル信号を抽出し、アナログ信号の中心周波数が低い場合 (低周波信号の場合) には一定のサンプリングレートより比較的低いレートでデジタル信号を抽出することによって、低い周波数で高い抽出レートを用いることによって、過度に多くのデータが抽出されることを防止し、高い周波数で低い抽出レートを用いることによって、データが不十分であった点を補完する (説明の便宜のために図 7 には高周波信号と低周波信号の波形をアナログ信号の波形で示したが、デジタル信号形態の高周波信号または低周波信号でデジタル信号が抽出される)。従って、ADC 120 から出力される信号の量に関係なく、ほぼ一定の量のデジタル信号をビームフォーマから出力することができる (図 8 参照)。信号の減衰程度は周波数に比例し、周波数が増加するほど見ることができる深さ (透過深さ) は減少する。一般に、最大の透過深さは中心周波数により定義される波長のほぼ 5 12 倍であり、ADC から出力されるデジタル信号の量は中心周波数に直接依存する。しかし、本発明においては、中心周波数と減衰程度の関係性を考慮して式 1 のように定義される抽出レートを用いることによって、一周期当りに出力されるデジタル信号の量を制御することができる。従って、中心周波数の大きさに関係なく比較的一定の量のデジタル信号を抽出することができる。

【0023】

補間部 133 は、プロセッシングレジスタ 132 b から出力されるデジタル信号を補間する。このために補間部 133 は図 6 に示された通り、係数 RAM 133 a、乗算器 133

10

20

30

40

50

b、加算器133c及びレジスタ133dを備える。係数RAM133aは、補間フィルタ係数のルックアップテーブルを提供する。補間は乗算器133bがプロセッシングレジスタ132bから入力されるデジタル信号に係数RAM133aに格納された補間フィルタ係数を乗じ、乗算器133bの出力信号を加算器133cで加える過程を備える。加算器133cの出力信号、即ち受信集束信号はレジスタ133dに格納される。

【0024】

再度図3を参照すれば、DSP140は、ビームフォーマ130から出力される受信集束信号からA、B、C、MまたはDモードなどの超音波映像を形成するためのIQデータを形成する。DSP140は、アナログ受信信号の中心周波数のn倍のレートでビームフォーマ130から出力される受信集束信号で $\lambda/4$ の位相差を有する一対の受信集束信号を少なくとも1対抽出し、I、Qデータを形成する。例えば、図9に示された通り、ビームフォーマ130がアナログ受信信号の中心周波数の4倍のレートで受信集束信号(d)例えば、d1、d2、d3、d4を選択する。d1とd2は $\lambda/4$ の位相差を有し、d2とd3、d3とd4も $\lambda/4$ の位相差を有する。ビームフォーマから出力される受信集束信号が順にd1、d2、d3、d4、d5、d6、d7、d8・・・である時、Qデータを格納するメモリにd1、-d3、d5、-d7などを格納し、Iデータを格納するメモリにd2、-d4、d6、-d8、・・・を格納し、それぞれQとIデータを形成する。この時、(d1、d2)、(-d3、-d4)、(d5、d6)、(-d7、-d8)・・・はそれぞれ対をなす。中心周波数のn倍に該当するビームフォーマ出力が出る時、中心周波数の2周期当りn対のI、Qデータを得られる(図10及び図11参照)。

【0025】

ここで、各対をなす受信集束データは互いに異なる時間に選択されたものである。従って、このような時間差が補償される。微細遅延のための補間フィルタのフィルタ係数を用いて補償することができる。

【0026】

一対の受信集束信号は同時に選択されたものとみなすと、他の対との組合わせを通じて新たな対を得ることもできる。例えば、(d1-d3、d2-d4)も $\lambda/4$ 位相差を有する新たな受信集束信号の対となり得る。

【0027】

他の例として、DSP140は、ビームフォーマの微細遅延のための補間フィルタに代わって、各対の受信集束信号の選択時間差を補償するための補償部がさらに備えられる。DSC150は、DSP140から入力された映像データをディスプレイするためにスキャン変換し、ディスプレイ部160はスキャン変換された映像フレームデータの入力を受けて超音波映像をディスプレイする。

【0028】

図12に示された通り、本発明の他の実施例による超音波診断装置200は、図3に示されたDSP140とDSC150に代わってPC210を備える。即ち、DSPとDSCの機能をPC210を通じてソフトウェアで具現する。

【0029】

本発明のIQデータ形成方法によれば、対象体から反射された超音波信号をアナログ信号—前記アナログ信号は中心周波数を有する—に変換し、前記アナログ信号を変換して複数のデジタル信号を得て、前記中心周波数の整数倍のレートで前記デジタル信号の一部を抽出して受信集束信号を形成し、前記受信集束信号で $\lambda/4$ の位相差を有する一対のデータを少なくとも1対抽出し、前記受信集束信号で $\lambda/4$ の位相差を有する一対のデータを少なくとも1対抽出し、各データ対の位相差が同一の時間帯に得られた位相差になるように補間部で処理して同一の時間帯のIQデータを形成する。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】従来の超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【図2】従来の超音波診断装置に備えられる直交復調器を用いたIQデータの形成方法を

10

20

30

40

50

示す概略図である。

【図 3】本発明の実施例による超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 4】本発明の実施例によるビームフォーマの細部構成を示すブロック図である。

【図 5】本発明の実施例のデュアルポート R A M を用いたデータ遅延を説明するための概略図である。

【図 6】本発明の実施例によるデジタル信号の量を調節するための抽出部の細部構成と補間部の細部構成を示すブロック図である。

【図 7】本発明による高周波信号と低周波信号の抽出を説明するための例示図である。

【図 8】本発明による超音波診断装置から出力されるデジタル信号の計算量と中心周波数の関係を示すグラフである。

10

【図 9】本発明の実施例による I Q データ形成方法を説明するための概略図である。

【図 10】本発明の実施例による I Q データ形成方法を説明するための概略図である。

【図 11】本発明の実施例による I Q データ形成方法を説明するための概略図である。

【図 12】本発明の他の実施例による超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

【0031】

10、100、200： 超音波診断装置

11、110： プローブ

12、130： ビームフォーマ

13： スキャンラインデータ形成部

13a： 高帯域フィルタ

13b、13c： 乗算器

13d、13e： 低帯域フィルタ

13f： メモリ

14、150： D S C

15、160： ディスプレイ部

120： A D C

140： D S P

131： 概略遅延部

132： 抽出部

132a： シフトレジスタ

132b： プロセッシングレジスタ

133： 補間部

133a： 係数 R A M

133b： 乗算器

133c： 加算器

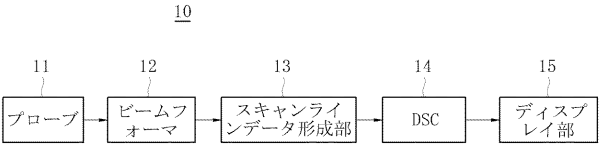
133d： レジスタ

134： 制御部

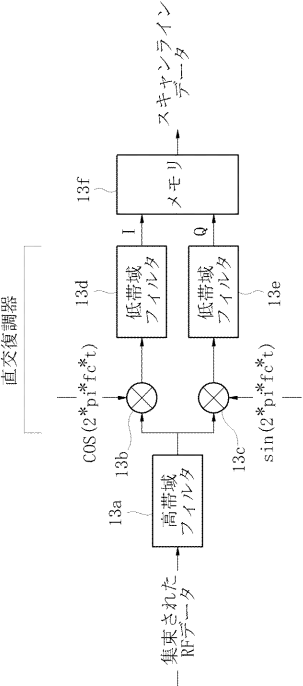
20

30

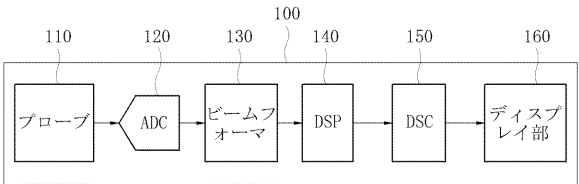
【図 1】



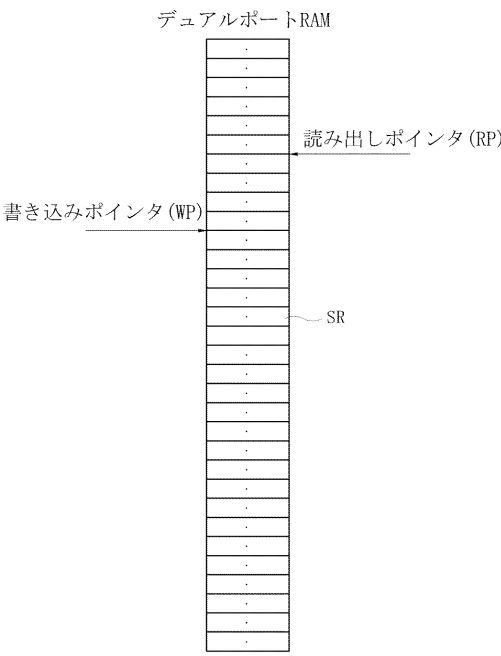
【図 2】



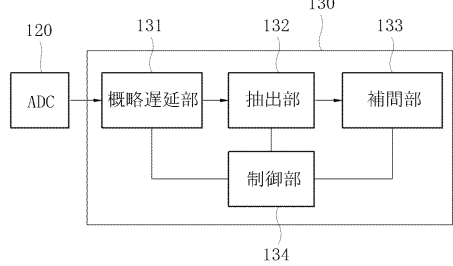
【図 3】



【図 5】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 ロナルド イー ダイグル

米国 ワシントン州 98053 レッドモンド エヌイ 62番 プラザ 22126

(72)発明者 アン チ ヨン

大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デチドン 1003 ディスカサアンドメディソンビル

(72)発明者 ユン ラ ヨン

大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デチドン 1003 ディスカサアンドメディソンビル

Fターム(参考) 4C601 JB04 JB19 KK12 KK13 KK14 KK15 KK18

专利名称(译)	无需正交解调器即可生成iq数据的超声诊断系统和方法		
公开(公告)号	JP2007313322A	公开(公告)日	2007-12-06
申请号	JP2007137090	申请日	2007-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
[标]发明人	ベムホ ロナルドイーダイグル アンチヨン ユンラヨン		
发明人	ベムホ ロナルドイーダイグル アンチヨン ユンラヨン		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 G01S7/52028 G01S7/52034 G10K11/346		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/JB04 4C601/JB19 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK14 4C601/KK15 4C601/KK18		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020060046253 2006-05-23 KR 1020060114067 2006-11-17 KR 1020070049607 2007-05-22 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声诊断系统和在没有正交解调器的情况下产生IQ数据的方法。解决方案：通过从模拟接收信号的中心频率的n倍的速率从波束形成器输出的聚焦接收信号中提取至少一对具有 $M/4$ 相位差的数据来生成IQ数据。Ž

