

(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2016-86959
(P2016-86959A)

(43) 公開日 平成28年5月23日(2016.5.23)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2014-222534 (P2014-222534)
(22) 出願日 平成26年10月31日 (2014.10.31)

(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 110001380
特許業務法人東京国際特許事務所
(72) 発明者 萩原 輝樹
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 亀石 渉
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

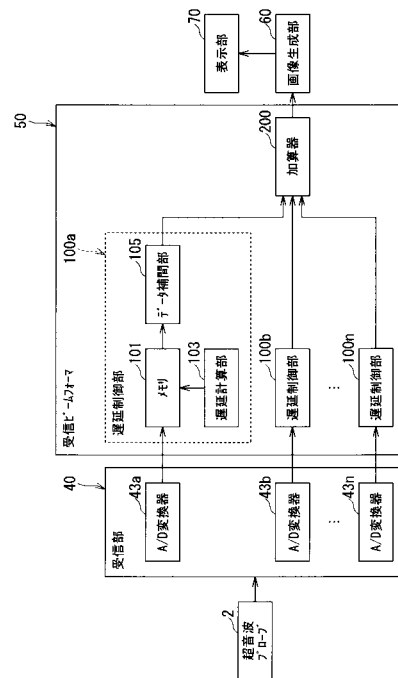
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、補間処理ユニットおよび補間処理方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 サンプリング間隔を大きくせず、補間に必要な受信データを一括同時に取得可能な超音波診断装置、補間処理ユニットおよび補間処理方法を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置は、超音波を送信し、反射波を受信する複数の振動子と、受信ビームの形成に必要な補間データを、時系列に連続する複数の受信データに基づいて算出するために、前記受信データを前記補間データの算出に必要な受信データ数に分割記憶するメモリと、前記受信ビームの指向方向、焦点位置に応じた遅延時間に基づいて前記メモリから必要な前記受信データ読み出し位置を算出する遅延計算部と、前記メモリから取得した複数の前記受信データを重み付加算して前記補間データを算出する補間フィルタを備えたデータ補間部と、前記各焦点位置において算出された前記補間データを加算して形成された受信ビームに基づいて超音波画像を生成する画像生成部、表示部と、を備える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送信し、被検体内部からの反射波を受信する複数の振動子と、

受信ビームの形成に必要な補間データを、時系列に連続する複数の受信データに基づいて算出するために、前記受信データを前記補間データの算出に必要な受信データ数に分割して記憶するメモリと、

前記受信ビームの指向方向および、焦点位置と各振動子との距離に応じた遅延時間を計算し、前記遅延時間に基づいて前記メモリから必要な前記受信データを取得するための読出位置を算出する遅延計算部と、

前記メモリから取得した複数の前記受信データをそれぞれの係数で重み付けした後に加算して前記補間データを算出する補間フィルタを備えたデータ補間部と、

前記各焦点位置において算出された前記補間データを加算して形成された受信ビームに基づいて超音波画像を生成する画像生成部と、

前記超音波画像を表示する表示部と、

を備えた超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記メモリは、前記補間フィルタに入力される前記受信データの個数に基づいて、前記受信信号をデータセットに分割して記憶する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記データ補間部は、前回の補間処理で使用した受信データと今回の補間処理に必要な受信データとが重複する場合、前記前回の補間処理で使用した受信データと前記今回の補間処理に必要な受信データと差分のみを前記メモリから取得する一方、重複する受信データを流用する、

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記データ補間部は、算出される前記補間データと隣接する受信データの位置に応じた係数に基づいて前記補間データを算出する、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記データ補間部は、

タップ制御回路と、

マルチプレクサと、

乗算回路と、

加算回路と、

を備え、

前記タップ制御回路は、前記マルチプレクサと接続し、前記メモリから読み込まれた前記複数の受信データが時系列順に前記乗算回路に入力されるように前記マルチプレクサを制御し、

前記マルチプレクサは、前記乗算回路と接続し、前記タップ制御回路の制御に基づいて、前記複数の受信データのなかから前記乗算回路に入力する前記受信データを選択し、

前記乗算回路は、前記加算回路と接続し、前記マルチプレクサから入力された前記受信データに前記係数を乗算し、

前記加算回路は、前記乗算回路で算出された結果をそれぞれ加算し、前記補間データを出力する、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

30

40

【請求項 6】

連続的に収集されたデータの一部を補間する補間処理ユニットであって、

前記データを前記補間フィルタに入力されるデータの個数に基づいて分割して記憶するメモリと、

50

前記メモリから前記補間フィルタの計算に必要な時系列順の複数のデータの読出位置を算出する読出位置算出部と、

時系列順の前記複数のデータを係数で重み付けした後に加算して補間データを算出する補間フィルタを有するデータ補間部と、

を備えたことを特徴とする補間処理ユニット。

【請求項 7】

前記データ補間部は、

タップ制御回路と、

マルチプレクサと、

乗算回路と、

加算回路と、

を備え、

前記タップ制御回路は、前記マルチプレクサと接続し、前記メモリから読み込まれた前記複数のデータが時系列順に前記乗算回路に入力されるように前記マルチプレクサを制御し、

前記マルチプレクサは、前記乗算回路と接続し、前記タップ制御回路の制御に基づいて、前記複数のデータのなかから前記乗算回路に入力する前記データを選択し、

前記乗算回路は、前記加算回路と接続し、前記マルチプレクサから入力された前記データに前記係数を乗算し、

前記加算回路は、前記乗算回路で算出された結果をそれぞれ加算し、前記補間データを出力する、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の補間処理ユニット。

【請求項 8】

連続的に収集されたデータの一部を補間する補間処理方法であって、

前記データを前記補間フィルタに入力されるデータの個数に基づいて分割して記憶するデータ記憶手段と、

前記メモリから前記補間フィルタの計算に必要な時系列順の複数のデータの読出位置を算出する読出位置算出手段と、

時系列順の前記複数のデータを係数で重み付けした後に加算して補間データを算出する補間フィルタを有するデータ補間手段と、

を備えたことを特徴とする補間処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の一態様としての実施形態は、超音波診断装置、補間処理ユニットおよび補間処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野では、超音波プローブの複数の振動子（圧電振動子）を用いて発生させた超音波を利用して、被検体内部を画像化する超音波診断装置が使用されている。振動子が発生させた超音波は被検体内で反射され、それぞれの振動子で受信信号として取得される。特にデジタルビームフォーミングでは、各振動子で取得される受信信号を所定のサンプリング間隔でサンプリングしてデジタルデータである受信データに変換する。そして、各振動子で取得した受信データを合成して受信ビームを形成する。各振動子で受信される受信データは、受信ビームの指向方向、および振動子と焦点位置との距離に応じて異なった遅延時間を持って受信される。そこで、デジタルビームフォーミングでは、各振動子で受信した受信データの遅延時間をそろえたうえで、各受信データを加算して受信ビームを形成する。

【0003】

従来の超音波診断装置は振動子毎に設けられている F I F O (First In First Out) メ

10

20

30

40

50

モリに、受信した順に時系列で受信データを格納する。そしてFIFOメモリからの読み出し位置を制御することによって、振動子毎に異なっている遅延時間を、サンプリング間隔の単位で粗調整してそろえる(たとえば、特許文献1等)。さらに、FIR(有限インパルス応答 Finite Impulse Response)フィルタなどにより、サンプリング間隔の間のデータを補間することによって、各振動子の遅延時間をサンプリング間隔以下の精度で微調整してそろえている。その後、各受信データを加算して受信ビームを形成していた(たとえば、特許文献2等)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2010-115418号公報

【特許文献2】特開2013-31654号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記のように、従来の超音波装置では、FIFOメモリから読み出した複数のサンプリングデータ(たとえば連続した4つのサンプリングデータ)を、複数のタップ(たとえば、4タップ)のFIRフィルタに時系列に入力して補間データを生成していた。この補間データは、振動子毎、即ち、受信チャンネル毎に生成され、各受信チャンネルで生成された補間データを加算して受信ビームを形成している。しかしながら、各振動子の遅延時間をサンプリング間隔以下の精度で微調整するために必要となる受信データが、時系列順にならない場合がある。たとえば、FIRフィルタに「5」、「6」、「7」、「8」の4つのサンプリングデータが入力された場合、「6」から「7」の間のデータ(たとえば、6.3など)が補間可能であるとする。次に補間するデータが「8」から「9」の間(たとえば、8.5など)にある場合、必要となるデータは「7」、「8」、「9」、「10」となる。FIFOメモリには時系列順にデータが格納されているため、「5」、「6」、「7」、「8」の次に取得できるサンプリングデータは「6」、「7」、「8」、「9」である。このように、従来のFIRフィルタでは、補間したいデータが1以上離れている場合は、必要なデータが読み込めず補間データが算出できない場合があった。

【0006】

従来の超音波診断装置では、サンプリング間隔を広くすることで、FIRフィルタに読み込まれたサンプリングデータの範囲内で補間データが算出されるようにしていた。しかしながら、サンプリング間隔を大きくすることは、最終的に生成される超音波画像の画質劣化の原因となっていた。

【0007】

そこで、サンプリング間隔を大きくすることなく、補間に必要な受信データを一括同時に取得可能な超音波診断装置、補間処理ユニットおよび補間処理方法が要望されている。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波を送信し、被検体内部からの反射波を受信する複数の振動子と、受信ビームの形成に必要な補間データを、時系列に連続する複数の受信データに基づいて算出するために、前記受信データを前記補間データの算出に必要な受信データ数に分割して記憶するメモリと、前記受信ビームの指向方向および、焦点位置と各振動子との距離に応じた遅延時間を計算し、前記遅延時間に基づいて前記メモリから必要な前記受信データを取得するための読出位置を算出する遅延計算部と、前記メモリから取得した複数の前記受信データをそれぞれの係数で重み付けした後に加算して前記補間データを算出する補間フィルタを備えたデータ補間部と、前記各焦点位置において算出された前記補間データを加算して形成された受信ビームに基づいて超音波画像を生成する画像生成部と、前記超音波画像を表示する表示部と、を備えたことを特徴とする。

【0009】

10

20

30

40

50

また、本実施形態に係る補間処理ユニットは、連続的に収集されたデータの一部を補間する補間処理ユニットであって、前記データを前記補間フィルタに入力されるデータの個数に基づいて分割して記憶するメモリと、前記メモリから前記補間フィルタの計算に必要な時系列順の複数のデータの読出位置を算出する読出位置算出部と、時系列順の前記複数のデータを係数で重み付けした後に加算して補間データを算出する補間フィルタを有するデータ補間部と、を備えたことを特徴とする。

【0010】

また、本実施形態に係る補間処理方法は、連続的に収集されたデータの一部を補間する補間処理方法であって、前記データを前記補間フィルタに入力されるデータの個数に基づいて分割して記憶するデータ記憶手段と、前記メモリから前記補間フィルタの計算に必要な時系列順の複数のデータの読出位置を算出する読出位置算出手段と、時系列順の前記複数のデータを係数で重み付けした後に加算して補間データを算出する補間フィルタを有するデータ補間手段と、を備えたことを特徴とする。

10

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】実施形態に係る超音波診断装置の一例を示す概念的な構成図。

【図2】実施形態に係る超音波診断装置の受信ビームフォーマの機能構成例を示す機能ブロック図。

【図3】第1の実施形態に係る超音波診断装置の動作の一例を示すフローチャート。

【図4】超音波診断装置の遅延時間を説明する図。

20

【図5】受信ビーム形成におけるデータ補間の必要性を説明する図。

【図6】従来の超音波診断装置におけるデータ補間方法を説明する図。

【図7】実施形態に係る超音波診断装置のメモリにおけるデータ入出力を説明する図。

【図8】第1の実施形態に係る超音波診断装置のデータ補間方法を説明する図。

【図9】第2の実施形態に係る超音波診断装置の動作の一例を示すフローチャート。

【図10】第2の実施形態に係る超音波診断装置のデータ補間方法を説明する図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、超音波診断装置、補間処理ユニットおよび補間処理方法の実施の形態について添付図面を参照して説明する。

30

【0013】

(1) 構成

図1は、実施形態に係る超音波診断装置1の一例を示す概念的な構成図である。図1に示すように、超音波診断装置1は、超音波プローブ2、装置本体3、表示部70、入力部80を備えて構成される。

【0014】

超音波プローブ2は装置本体3とケーブル等で接続されており、被検体の体表に先端を接触させることで被検体内に超音波を送信する。超音波プローブ2は先端に超音波信号を送受信する複数の振動子10(10a、10b・・・10n)を備えている。

【0015】

40

振動子10は、超音波プローブ2の先端部に複数個(N個)1次元に配列されている。この振動子10は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルスを超音波パルス(送信超音波)に変換し、又、受信時には超音波反射波(受信超音波)を電気信号(受信信号)に変換する機能を有している。なお、振動子の配列は1次元に限定されず、2次元に配列される場合もある。

【0016】

装置本体3は、制御部20、送信部30、受信部40、受信ビームフォーマ50、画像生成部60を備えて構成される。

【0017】

制御部20は、CPU(Central Processing Unit)、および記憶装置を備え、超音波

50

診断装置 1 の各部を統括的に制御する。

【 0 0 1 8 】

送信部 3 0 は、制御部 2 0 の制御に応じて、送信超音波を放射するための送信信号を生成する。生成された送信信号に基づいてそれぞれの振動子 1 0 を駆動することで送信超音波が生体に放射される。

【 0 0 1 9 】

受信部 4 0 は、それぞれの振動子 1 0 (1 0 a、1 0 b・・・1 0 c) から受信した生体からの受信信号を増幅器 4 1 (4 1 a、4 1 b・・・4 1 c) に入力し、増幅された受信信号を A / D 変換器 4 3 (4 3 a、4 3 b・・・4 3 c) によりデジタルデータに変換する。

10

【 0 0 2 0 】

なお、図 1 の例では、振動子 1 0 と信号の授受を行う送信部 3 0 と受信部 4 0 および、受信ビームフォーマ 5 0 は装置本体 3 に構成されているが、超音波プローブ 2 内に構成されていてもよい。

【 0 0 2 1 】

受信ビームフォーマ 5 0 は、受信部 4 0 でサンプリングされた受信データから遅延時間に応じて補間データを算出し、整相加算により受信ビームを形成する。以下、受信データに基づいて遅延時間をそろえたデータを補間データと呼ぶこととする。受信ビームフォーマ 5 0 は、焦点位置毎にすべての補間データを加算し、受信ビームの指向方向毎の受信ビームを形成する。

20

【 0 0 2 2 】

画像生成部 6 0 は、B モード処理部 6 1 およびカラーモード処理部 6 3 を備えており、得られた受信ビームに基づいて、B モードデータ、カラードブラデータ、およびドブラスペクトラムなどの超音波画像を生成する。画像生成部 6 0 は、B モードデータおよびカラードブラデータを走査方向に対応させて保存することで、超音波画像としての B モード画像およびカラードブラ画像を生成すると共に、所定走査方向に対して得られたドブラスペクトラムおよび B モードデータを時系列的に保存することで、超音波画像としてのドブラスペクトラム画像および M モード画像を生成する。

【 0 0 2 3 】

表示部 7 0 は、生成された超音波画像などを制御部 2 0 の制御にしたがってディスプレイに表示する。

30

【 0 0 2 4 】

入力部 8 0 は、操作者からの各種指示、条件、関心領域 (R O I) の設定指示、種々の画質条件設定指示等を超音波診断装置 1 に取り込むための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、タッチパネル、マウス、およびキーボード等を有する。

【 0 0 2 5 】

図 2 は、実施形態に係る超音波診断装置 1 の受信ビームフォーマ 5 0 の機能構成例を示す機能ブロック図である。受信ビームフォーマ 5 0 は、遅延制御部 1 0 0 (1 0 0 a、1 0 0 b・・・1 0 0 n) と、加算器 2 0 0 とを備えて構成される。受信ビームフォーマ 5 0 には、振動子 1 0 の個数に対応する数の遅延制御部 1 0 0 が構成される。

40

【 0 0 2 6 】

遅延制御部 1 0 0 は、メモリ 1 0 1、遅延計算部 1 0 3、データ補間部 1 0 5 から構成される。受信ビームフォーマ 5 0 は図示しないがデジタル回路で構成されており、遅延計算部 1 0 3、データ補間部 1 0 5、加算器 2 0 0 は、デジタル回路により実現する機能である。なお、遅延計算部 1 0 3、データ補間部 1 0 5、および加算器 2 0 0 のそれぞれの機能は、所定のメモリに保存されたプログラムをプロセッサに実行させるソフトウェアによって実現することもできる。

【 0 0 2 7 】

メモリ 1 0 1 は、受信ビームの形成に必要な補間データを、時系列に連続する複数の受信データに基づいて算出するために、受信データを補間データの算出に必要な受信データ

50

数に分割して記憶する。受信部 40 で受信した受信信号は増幅器 41 で増幅されたのち、A / D 変換器 43 でデジタルデータに変換され、受信データとしてメモリ 101 に蓄積される。メモリ 101 はデータ補間部 105 で必要なデータが同時に一括で読み出せるように受信データをデータセット毎に分割して記憶する。メモリ 101 への受信データの格納方法については後述する。

【0028】

遅延計算部 103 は、受信ビームの指向方向および、各焦点位置と各振動子 10 との距離に応じた遅延時間を計算し、遅延時間に基づいてメモリ 101 から必要な受信データを取得するための読出位置を算出する。遅延時間は形成する受信ビームの指向方向に加えて、焦点位置と信号を受信するそれぞれの振動子 10 との距離に応じて変わる。それぞれの受信ビームは、振動子 10 毎に受信した受信データの遅延時間をそろえて加算することで形成される。なお、図 2 では、遅延制御部 100 毎に遅延計算部 103 が存在する例を示したが、遅延計算部 103 は、すべての遅延制御部 100 に共通な構成として存在してもよい。遅延時間については後述する。

10

【0029】

データ補間部 105 は、メモリから取得した複数の受信データをそれぞれの係数で重み付けした後に加算して補間データを算出する補間フィルタを備える。遅延時間に応じて受信データを形成するために加算するデータをそろえる場合に、デジタルデータである受信データを補間する必要がある。データ補間部 105 は受信データのうち、いくつかの受信データ（以下、サンプリングデータとよぶ）を取得し、補間データを算出する。補間データの算出については後述する。

20

【0030】

加算器 200 は、各焦点位置において算出された補間データを加算して、各焦点位置における受信ビームを形成する。このように形成された受信ビームに基づいて画像生成部 60 で超音波画像が生成される。

【0031】

(2) 動作

以下、受信データのメモリへの格納方法とデータ補間方法を「第 1 の実施形態」とし、第 1 の実施形態に加えて、メモリから取得する受信データが重複する場合に、その差分のみをメモリから取得して補間する方法を「第 2 の実施形態」として説明する。

30

【0032】

(第 1 の実施形態)

第 1 の実施形態は受信データのメモリへの格納方法とデータ補間方法に関する。

【0033】

図 3 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の動作の一例を示すフローチャートである。

【0034】

ST101 では、各振動子 10 から超音波信号が送信される。

【0035】

ST103 では、各振動子 10 が受信信号を取得する。

40

【0036】

ST105 では、各振動子 10 が受信した信号が増幅器 41 で増幅され、A / D 変換器 43 でデジタル変換された受信データが取得される。

【0037】

ST107 では、メモリ 101 が受信データを分割して格納する。

【0038】

ST109 では、遅延計算部 103 が遅延時間を算出する。

【0039】

ST111 では、遅延計算部 103 が遅延時間に応じて受信データのメモリ 101 からの読み出し位置を特定する。

50

【 0 0 4 0 】

図 4 は、超音波診断装置 1 の遅延時間を説明する図である。図 4 (a) は焦点位置 A の場合、図 4 (b) は焦点位置 B の場合を示しており、焦点位置 A と焦点位置 B とは被検体の体表面からの距離が異なる。図 4 (a) および図 4 (b) には振動子 1 0 から送信された超音波が示されている。図 4 (a) および図 4 (b) の上部には基準振動子と振動子 A が示されている。基準振動子は遅延時間を算出する際に基準となる振動子であり、図 4 では、振動子 A は基準振動子を基準とした他の振動子 1 0 である。図 4 では、基準振動子と振動子 A の遅延時間について説明する。

【 0 0 4 1 】

図 4 (a) は、焦点位置 A から基準振動子までの距離 (R_1) と、焦点位置 A から振動子 A までの距離 (R_2) とが示されている。図 4 (a) 下部に示した R_1 および R_2 の矢印の長さが示すように、振動子 1 0 の位置に応じて焦点位置 A からの距離は異なる。たとえば、基準振動子から送信された超音波を基準振動子と振動子 A とが受信する場合、基準振動子の遅延時間は $R_1 + R_1$ 、振動子 A の遅延時間は $R_1 + R_2$ となる。すなわち、基準振動子と比較して振動子 A の受信タイミングは $R_2 - R_1$ の分だけ遅くなる。このように、焦点位置から振動子 1 0 までの距離が異なると、それぞれの振動子 1 0 で受信信号を受信するタイミングが異なることとなる。超音波診断装置 1 は、このような各振動子 1 0 で異なる受信タイミングの違いを遅延時間に基づき調整する。

10

【 0 0 4 2 】

図 4 (b) は、焦点位置 B から基準振動子までの距離 (R_1) と焦点位置 B から振動子 A までの距離 (R_2) が示されている。焦点位置 B は図 4 (a) に示した焦点位置 A より深い位置にある。図 4 (b) も図 4 (a) と同様に、焦点位置と振動子の距離に応じて遅延時間が異なることを示している。

20

【 0 0 4 3 】

図 4 (a) および図 4 (b) の下部に示した矢印は、振動子間の焦点位置から振動子までの距離の差 (すなわち、受信タイミングの違い) を示している。図 4 (a) の下部に示した矢印では、焦点位置 A から基準振動子までの距離 R_1 と焦点位置 A から振動子 A までの距離 R_2 の差 a を示している。同様に、図 4 (b) の下部は焦点位置 B から基準振動子までの距離 R_1 と焦点位置 B から振動子 A までの距離 R_2 の差 b を示している。

【 0 0 4 4 】

図 4 (a) および図 4 (b) の下部に示すように、焦点位置が深い場合 (焦点位置 B) 、焦点位置から各振動子までの距離の差が、焦点位置が浅い場合 (焦点位置 A) に比べて小さくなる。このように、振動子間に生じる遅延時間は一定ではなく、焦点位置によって異なっている。

30

【 0 0 4 5 】

デジタルビームフォーミングでは、複数の指向方向および、複数の深さの焦点位置からの受信信号を、各振動子が並列同時受信して超音波画像を生成している。したがって、遅延計算部 1 0 3 は、指向方向毎に複数存在する焦点位置毎の遅延時間を計算している。たとえば、図 4 の例では、基準振動子の遅延時間 ($R_1 + R_1$) と振動子 A の遅延時間 ($R_1 + R_2$) を計算し、この遅延時間に基づいて各振動子 1 0 の受信データをそろえて受信ビームを形成している。しかしながら、受信データはデジタルデータであり、サンプリング定理に従ったサンプリング間隔に応じて取得されているため、基準振動子のサンプリングデータに対応するデータが他の振動子 1 0 ではサンプリングデータ間のデータとなる場合がある。そのような場合、サンプリングデータに基づいてデータを補間により求める必要がある。

40

【 0 0 4 6 】

図 5 は、受信ビーム形成におけるデータ補間の必要性を説明する図である。図 5 は、図 4 に例示した基準振動子および振動子 A が受信した受信信号を、一定時間間隔でサンプリングした場合の例を示している。それぞれのグラフの縦軸は受信信号の信号強度を、横軸は遅延時間 (距離) を示している。ここで、距離とは振動子 1 0 から焦点位置までの深さ

50

方向の距離のことである。図4で説明したとおり、遅延時間は焦点位置と振動子10との距離に応じて異なる。なお、横軸の数値はサンプリング点を示しており、以下の説明で「」内の数値は、距離（即ち焦点位置の被検体の深さ方向の距離）に対応する受信データのサンプリング番号を示している。したがって、「5」のデータとは、「距離5」に対応するサンプリングデータ（受信データ）のことを意味している。

【0047】

図5の上段は図4で示した基準振動子のサンプリングデータを示している。たとえば、図5の「5」のデータは、図4(a)で示した焦点位置Aにおける基準振動子の遅延時間（ $R1 + R1$ ）に対応するサンプリング点であり、図5の「6」は、図4(b)で示した焦点位置Bにおけるサンプリング点であるとする。

10

【0048】

同様に、図5の下段は、図4で示した振動子Aのサンプリングデータを示している。図5の下段では、基準振動子のサンプリング点「5」に対応する振動子Aのデータは、サンプリング点「6」と「7」の間（たとえば、6.6）の位置となる。同様に、基準振動子のサンプリング点「6」に対応する振動子Aのデータは、サンプリング点「8」と「9」の間（たとえば、8.3）の位置である。

【0049】

受信ビームは、各振動子の焦点位置毎の受信データを遅延時間でそろえて加算することで形成される。振動子Aの「6.6」の位置のデータおよび「8.3」の位置のデータは、サンプリング点とサンプリング点との間に位置するため、サンプリングデータに含まれていない。そのため、これらのデータは補間処理により算出する必要がある。

20

【0050】

たとえば、4つのデータを用いて補間データを算出する場合、補間処理は算出する補間データを中心として前後2つずつのデータに基づいて行われる。すなわち、図5では、振動子Aの「6.6」の位置のデータを補間するため、「5」、「6」、「7」、「8」のサンプリング点の受信データを用いる（矢印Aの範囲）。同様に、振動子Aの「8.3」の位置のデータを補間するには、「7」、「8」、「9」、「10」の受信データを用いる（矢印Bの範囲）。

【0051】

このように遅延時間算出部103は、各振動子10の遅延時間を算出し（ST109）、算出した遅延時間に応じて必要な補間データの位置を特定する。さらに、その前後のサンプリングデータを特定することで、メモリ101からの読み出し位置を特定している（ST111）。

30

【0052】

図3に戻って補間データの算出方法および受信ビームの形成について説明を続ける。

【0053】

ST113では、データ補間部105が、受信データをメモリ101から読み出す。

【0054】

ST115では、データ補間部105が、補間データを算出する。

【0055】

ST117では、加算器200で算出された補間データを加算し、受信ビームを形成する。受信ビームは焦点位置毎に形成される。ある焦点位置の受信ビームが形成されると、順に次の焦点位置の受信ビームが形成される。

40

【0056】

ST119では、画像生成部60で、生成された受信ビームに基づいて超音波画像が生成される。受信ビームは複数の方向、複数の深度（焦点位置）に基づいて形成されており、それらの受信ビームから超音波画像が生成される。

【0057】

ST121では、表示部70に超音波画像が表示される。

【0058】

50

以下、補間データを算出し受信ビームを形成する方法について説明する。受信ビームは焦点位置毎に形成されるが、たとえば、図4に示した焦点位置Aの次に焦点位置Bの受信ビームが形成される場合、まず、基準振動子の「5」のサンプリングデータと振動子Aの「6.6」の位置のデータが加算されて焦点位置Aにおける受信ビームが形成される。次に、基準振動子のサンプリング点「6」のデータと、振動子Aの「8.3」の位置のデータを加算して焦点位置Bにおける受信ビームが形成される。したがって、補間データを算出する場合、「6.6」の補間データを算出するために、「5」、「6」、「7」、「8」のサンプリングデータを使用した後、次の補間データである「8.3」の補間データを算出するために「7」、「8」、「9」、「10」のデータが必要である。

【0059】

10

図6は、従来の超音波診断装置におけるデータ補間方法を説明する図である。

【0060】

図6(a)左図に示すように、振動子Aの「6.6」の位置の補間データは「6」と「7」の間のデータであり、「5」、「6」、「7」、「8」のサンプリング点の受信データに基づいて算出される。同様に、図6(a)右図に示すように振動子Aの「8.3」の位置の補間データは、「8」と「9」との間のデータであり、「7」、「8」、「9」、「10」のサンプリング点の受信データから算出される。

【0061】

図6(b)に示すように、従来の超音波診断装置ではFIFOメモリにサンプリング点毎の受信データが格納されていた。FIFOメモリは入力された順に右端から格納されてゆき、入力された順に取り出すことができるメモリである。たとえば、「4」の受信データが取り出されると、次に取り出されるデータは「5」の受信データとなる。したがって、振動子Aの「6.6」の位置の補間データを「5」、「6」、「7」、「8」で算出した後、次にFIFOメモリから取得できるデータは「6」、「7」、「8」、「9」である。したがって、次に算出される振動子Aの「8.3」の補間データの算出に必要な「7」、「8」、「9」、「10」の受信データを、メモリから同時に一括で取得することができない。このように、焦点位置毎に順に受信ビームを形成するにあたり、従来の超音波診断装置では、補間に必要な受信データを取得できない場合があった。

20

【0062】

図6(c)は、FIRフィルタのデジタル回路の例を示している。図6(c)はタップ数が4であるFIRフィルタの例が示されている。S0からS2は単位遅延回路を示しており、m0からm3は入力した受信データに係数を乗算する乗算回路を示しており、c0からc3は乗算回路の係数を示している。FIFOメモリから読み込まれた受信データは、単位遅延回路により、サンプリングされた順に乗算回路(m0、m1、m2、m3)に入力する。乗算回路にはそれぞれ係数が設定されており、設定された係数により入力された受信データは重み付けされる。乗算回路により重み付けされた受信データは、加算回路(a1、a2、a3)に入力され、加算され、補間データとして出力される。たとえば、「5」「6」、「7」、「8」のサンプリング点の受信データから「6.6」の補間データを算出する場合(nが「8」の場合)、右端のm3には「5」の受信データ(n-3)が、m2には「6」の受信データ(n-2)が、m1には「7」の受信データ(n-1)が、m0には「8」の受信データ(n)がそれぞれ入力される。入力された受信データは、それぞれの乗算回路m0からm3に設定された係数c0からc3によってそれぞれ重み付けされたのち、加算回路a1からa3で加算され、「6.6」の補間データが出力される。

30

40

【0063】

上述したが、焦点位置Aにおける振動子Aの「6.6」の補間データが算出された後は焦点位置Bにおける振動子Aの「8.3」の補間データを算出する必要がある。したがって、「5」、「6」、「7」、「8」で算出した後、次にFIRフィルタに必要なデータは「7」、「8」、「9」、「10」である。

【0064】

50

しかしながら、「5」、「6」、「7」、「8」のサンプリング点を読み込まれた後、FIFOメモリから次に取り出されるデータはサンプリング点「9」のデータである。したがって、FIRフィルタには「6」、「7」、「8」、「9」のデータが入力される。そのため従来の超音波診断装置では、「6.6」を算出した後、「8.3」のように前の補間データから1サンプリング点以上離れた位置にあるデータを補間するために必要な受信データを一括同時に読み込むことができなかつた。このような場合を回避するため、従来の超音波診断装置では、画質を犠牲としてサンプリング間隔を広くすることで、時系列にしたがってFIFOメモリに入力されたサンプリングデータを用いて補間データを算出できるようにしていた。

【0065】

一方、本実施形態に係る超音波診断装置1は、FIFOメモリとは異なる方法で受信データをメモリに格納することで、同時に一括でデータを取り出し補間フィルタに受信データを入力するデータ補間方法により上述の問題を解決するものである。

【0066】

図7は、実施形態に係る超音波診断装置1のメモリにおけるデータ入出力を説明する図である。図7(a)は、図6(a)と同様に、図6で説明した振動子Aの焦点位置Aにおける補間データ(「6.6」)と焦点位置Bにおける補間データ(「8.3」)を算出する場合に必要なサンプリングデータを示している。たとえば、4つの受信データに基づいて補間データを算出する補間フィルタを用いる場合、図7(a)左図に示すように「6」と「7」との間の補間データ「6.6」は「5」、「6」、「7」、「8」のサンプリングデータに基づいて算出される。同様に、図7(a)右図に示すように「8」と「9」との間に位置する「8.3」の補間データは「7」、「8」、「9」、「10」のサンプリングデータから算出される。

【0067】

図7(b)はメモリ101から「5」、「6」、「7」、「8」のサンプリング点を取り出す方法を説明した図である。本実施形態に係る超音波診断装置1は、メモリ101に補間フィルタで使用するデータ数に応じて、受信データを分割して格納している。すなわち、4つの受信データに基づいて補間データが算出される場合、データの間隔が4になるようにメモリに格納する。具体的には、図7(b)のメモリ101の1段目に示すように、サンプリング点「0」、「4」、「8」、「12」、「16」・・・を1つのデータセットとし、同様に、サンプリング点「1」、「5」、「9」、「13」、「17」・・・を1つのデータセットとしてメモリ領域に格納する。このように格納することで、それぞれのデータセットから必要なデータを1つずつ読み出すことで、一括同時に取得することができる。

【0068】

図7(c)はメモリ101から「7」、「8」、「9」、「10」のサンプリング点を取り出す方法を説明した図である。補間に必要な受信データは各データセットに1つずつ格納されている。そのため、時系列に並んだ複数の受信データを、時系列順に1つずつ読み出す必要がなく、一括同時に取得することが可能である。すなわち、実施形態のメモリ101の構成によれば、従来の超音波診断装置のように「5」、「6」、「7」、「8」と読み出した後、「6」、「7」、「8」、「9」と受信データを1サンプリング点ずつシフトさせて読み出すという拘束がない。したがって、「5」、「6」、「7」、「8」と読み出した後、1サンプリング点飛ばして「7」、「8」、「9」、「10」と一括同時に読み出すこともできるし、2サンプリング点飛ばして「8」、「9」、「10」、「11」と読み出すこともできる。

【0069】

図8は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1のデータ補間方法を説明する図である。図8は、データ補間部105が備えた補間フィルタの例を示している。補間フィルタは、タップ制御回路、マルチプレクサ、乗算回路、加算回路を備えて構成される。

【0070】

10

20

30

40

50

タップ制御回路は、メモリ101から読み込まれた複数の受信データが時系列順に乗算回路に入力されるようにマルチプレクサを制御する。

【0071】

マルチプレクサはタップ制御回路の制御に基づいて、複数の受信データのなかから乗算回路に入力する受信データを選択する。

【0072】

乗算回路は、マルチプレクサから入力された受信データに係数を乗算し、加算回路は、乗算回路で算出された結果をそれぞれ加算した補間データを出力する。

【0073】

図8の例では、S0からS3は単位遅延回路、m0からm3は乗算回路、c0からc3は乗算回路における係数、台形はマルチプレクサを示している。メモリ101から読み込まれたサンプリングデータは、一括してそれぞれのマルチプレクサに入力される。一方、乗算回路にはタップ制御回路の制御によりマルチプレクサで選択された1つのサンプリングデータが入力される。乗算回路は係数(c0、c1、c2、c3)が設定されており、入力されたサンプリングデータは係数により重み付けされたのち、加算回路で加算され、補間データが算出される。

10

【0074】

図8では太線で示す経路によりメモリ101から各乗算回路にデータが入力される例が示されている。なお、図8の例では単位遅延回路を示したが、マルチプレクサを用いてサンプリングデータを乗算回路に入力できるため、省略可能である。

20

【0075】

図8の例は焦点位置Aにおける振動子Aの補間データ(「6.6」)を算出する場合を示している。遅延計算部103は、補間データ(「6.6」)の算出に必要なサンプリングデータを「5」、「6」、「7」、「8」と特定し、メモリ101における読み出し位置を特定する。遅延計算部103で補間に必要なサンプリングデータが特定されると、同時にメモリ101からのサンプリングデータの読出位置が決定する。図8のメモリ101に網掛けで示したように、遅延計算部103は、メモリ101上のサンプリング点「5」、「6」、「7」、「8」に対応するアドレスを特定し、データ補間部105のタップ制御回路に伝達する。

【0076】

30

図8に太線で示すように、タップ制御回路は入力されたサンプリングデータをメモリから読み出して乗算回路m0からm3に入力する。たとえば、「5」、「6」、「7」、「8」のサンプリングデータがデータ補間部105に入力される場合、m3からm0にこれら4つのサンプリングデータが入力される。マルチプレクサには「5」、「6」、「7」、「8」のすべてのサンプリングデータが入力されるが、タップ制御回路の制御により、サンプリングデータが選択され乗算回路に入力される。このような制御により、サンプリングデータm3には「5」、m2には「6」、m1には「7」、m0には「8」がそれぞれ入力される。乗算回路(m0、m1、m2、m3)に入力されたサンプリングデータは、乗算回路に設定された係数(c0、c1、c2、c3)で重み付けされたのち、加算回路(a1、a2、a3)で加算され補間データが生成される。なお、乗算回路に設定される係数は、補間するデータのサンプリング点からの位置などに応じて様々に設定可能である。たとえば、「5」、「6」、「7」、「8」のサンプリングデータを用いて「6」と「7」との間のデータを補間する場合、補間するデータの位置がサンプリング点「6」に近い場合(たとえば、6.2のような場合)は、中央の2つのサンプリングデータ(「6」、「7」)に対する係数(c1、c2)のうち、「6」のデータに乘算される係数c1を係数c2よりも大きく設定する。一方、補間するデータの位置がサンプリング点「7」に近い場合(たとえば、6.8のような場合)は、「7」のデータに乘算される係数c2を係数c1よりも大きく設定する。

40

【0077】

なお、上述の例では基準振動子のデータはサンプリングデータに存在するため、補間処

50

理は省略可能である。

【 0 0 7 8 】

このように焦点位置毎に算出されたすべての補間データを加算器 2 0 0 で加算し、受信ビームを形成する。たとえば、図 5 の例では、焦点位置 A について基準振動子の「 5 」と振動子 A の「 6 . 6 」についてそれぞれ補間データが算出される。これらの補間データが加算され、焦点位置 A の受信ビームが形成される。さらに、次の焦点位置である焦点位置 B についても同様に、基準振動子の「 6 」と振動子 A の「 8 . 3 」についてそれぞれ補間データが算出され、これらの補間データが加算されて受信ビームが形成される。

【 0 0 7 9 】

このようにして、ある指向方向の受信ビームが含む複数の焦点位置それぞれについて、補間データが算出され (S T 1 1 5)、受信ビームが形成される (S T 1 1 7)。形成された受信ビームに基づいて超音波画像が生成され (S T 1 1 9)、表示部 7 0 に表示される (S T 1 2 1)。

10

【 0 0 8 0 】

このように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、受信データを分割してメモリ 1 0 1 に格納することで、メモリから一括同時に受信データを取得することができる。また、直前の補間から 1 サンプル点以上離れたデータを補間するために、必要なサンプリングデータをメモリから読み出し、補間データを算出することができる。したがって、適正なサンプリング間隔でデータを取得することができ、画像劣化を防止することができる。

20

【 0 0 8 1 】

(第 2 の実施形態)

第 2 の実施形態は第 1 の実施形態に加えて、メモリから取得する受信データが重複する場合に、その差分のみをメモリから取得して補間する方法に関する。

【 0 0 8 2 】

図 9 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の動作の一例を示すフローチャートである。第 1 の実施形態と同じ動作を行うステップについては同じ番号を示している。

【 0 0 8 3 】

S T 2 0 1 では、遅延計算部 1 0 3 が、今回の補間に使用する受信データが前回の補間で使用した受信データと重複するかどうか判定する。重複しない (N o) 場合は、S T 1 1 5 で第 1 の実施形態で説明した方法で補間データが生成される。一方、重複する (Y e s) 場合、遅延計算部 1 0 3 は差分となる受信データの読出位置を特定し、データ補間部 1 0 5 に伝達する。

30

【 0 0 8 4 】

S T 2 0 3 では、データ補間部 1 0 5 が差分の受信データのみをメモリ 1 0 1 から読み出す。

【 0 0 8 5 】

図 1 0 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 のデータ補間方法を説明する図である。図 8 の例と同様に、図 1 0 に示したデータ補間部 1 0 5 は、タップ制御回路、マルチプレクサ、乗算回路、加算回路を備えて構成される。

40

【 0 0 8 6 】

図 1 0 の例では、単位遅延回路 S 0 から S 3 の左上に前回の補間で使用したサンプリング点の数字が記載されており、「 6 . 6 」位置の補間データが算出された後の状態を示している。すなわち、図 7 (a) に例示した「 6 . 6 」補間に使用した受信データ「 5 」は単位遅延回路 S 3 に、「 6 」は単位遅延回路 S 2 に、「 7 」は単位遅延回路 S 1 に、「 8 」は単位遅延回路 S 0 にそれぞれ格納されている。

【 0 0 8 7 】

次に算出されるデータが「 8 . 3 」の位置の補間データである場合、「 7 」、「 8 」、「 9 」、「 1 0 」のサンプリングデータがデータ補間部 1 0 5 に読み込まれる必要がある。ここで、遅延計算部 1 0 3 は前回の補間と今回の補間とで「 7 」、「 8 」のサンプリン

50

グデータが重複することから、新たにメモリ101から読み込む必要があるデータは「9」、「10」のサンプリングデータであると判断する。

【0088】

そこで、図10に破線で示すように、データ補間部105のタップ制御回路は重複する「7」と「8」のデータのうち、「7」を単位遅延回路S1から単位遅延回路S3に移動させ、「8」を単位遅延回路S0から単位遅延回路S2に移動させるように、単位遅延回路S2およびS3の左側に位置するマルチプレクサを制御する。このような制御により重複する「7」および「8」のサンプリングデータは、単位遅延回路S2およびS3にそれぞれ格納される。

【0089】

一方、メモリ101から新たに「9」、「10」のサンプリングデータが読み出され、単位遅延回路S0およびS1に格納される。図10に太線で示すように、「9」は単位遅延回路S1に格納され、「10」は単位遅延回路S0に格納される。このように、タップ制御回路の制御に基づいて、単位遅延回路S1およびS0の左側に位置するマルチプレクサにより選択的に「9」、「10」が単位遅延回路S1およびS0に入力される。

【0090】

単位遅延回路S0からS3に格納されたそれぞれのサンプリングデータは、乗算回路m0からm3に入力される。乗算回路にはそれぞれ係数(c0、c1、c2、c3)が設定されており、サンプリングデータはこれらの係数で重み付けされたのち、加算回路(a1、a2、a3)で加算され補間データ(「8.3」)が算出される。

【0091】

このように、前回の補間で使用したサンプリングデータを次の補間処理で再利用することで、データ補間部105がメモリ101から読み出すデータ数が減るため、データ補間部105での処理を高速化できる。また、メモリ101へのアクセスが減少するため、消費電力を抑えることもできる。

【0092】

なお、第1の実施形態および第2の実施形態では、超音波診断装置1を例に説明したが、超音波診断装置1の遅延制御部100と同等の構成を持った補間処理ユニットや補間処理方法を、画像処理や音声処理など信号処理に適用してもよい。

【0093】

たとえば、画像処理の1つとして画像の圧縮処理がある。圧縮処理のアルゴリズムには、直前の補間から1以上離れたデータを補間により求めるようなアルゴリズムが存在する。具体的には、受信データとしてそれぞれの画素を入力し、画素の画像上の位置関係などに応じて必要なサンプリング点を決定し補間データを作成する方法がある。このような場合に、本実施形態に係る超音波診断装置1で説明した遅延制御部100と同様の方法を適用することが可能である。このように、連続的に収集された数値や、画像、動画および音声などの様々なデータを補間する信号処理において、本実施形態に係る補間処理ユニットおよび補間処理方法は適用可能である。

【0094】

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。

【符号の説明】

【0095】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 装置本体

10

20

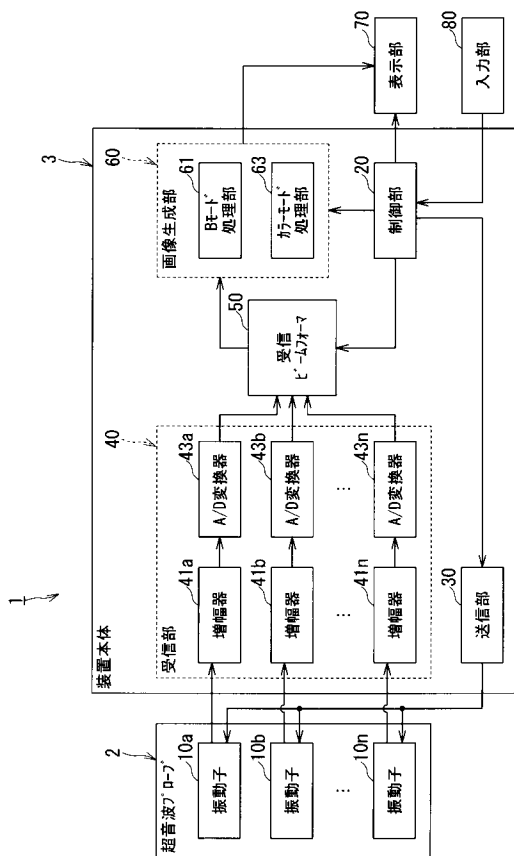
30

40

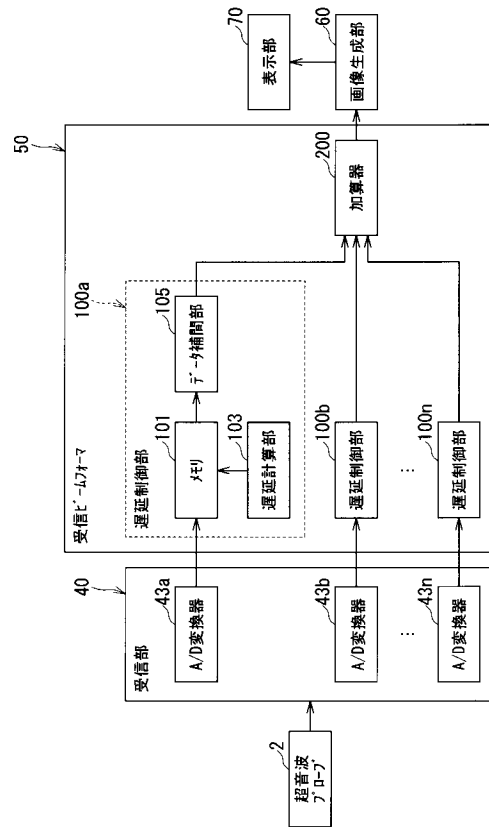
50

- 1 0 振動子
- 2 0 制御部
- 3 0 送信部
- 4 0 受信部
- 5 0 受信ビームフォーマ
- 6 0 画像生成部
- 7 0 表示部
- 8 0 入力部
- 1 0 0 遅延制御部
- 1 0 1 メモリ
- 1 0 3 遅延計算部
- 1 0 5 データ補間部
- 2 0 0 加算器

【 図 1 】



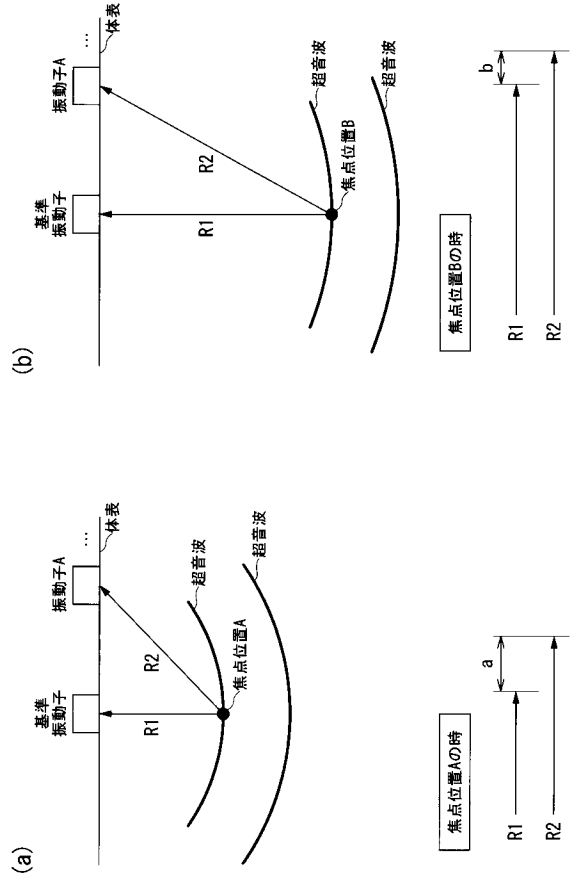
【 図 2 】



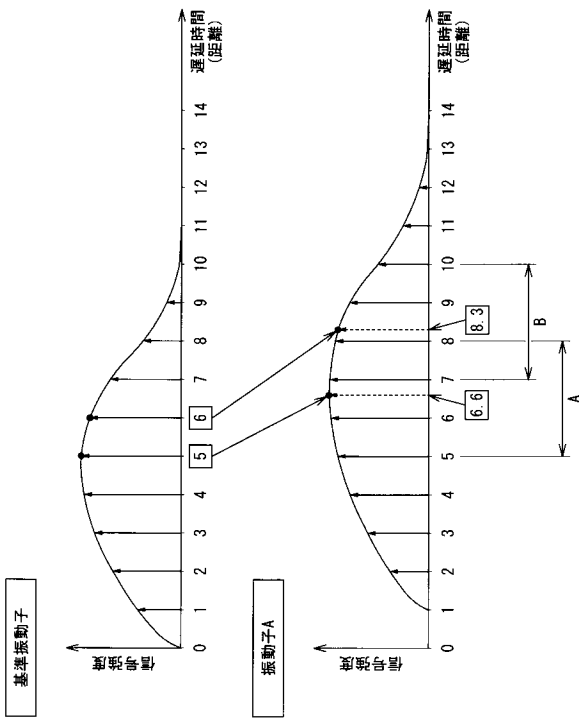
【 図 3 】



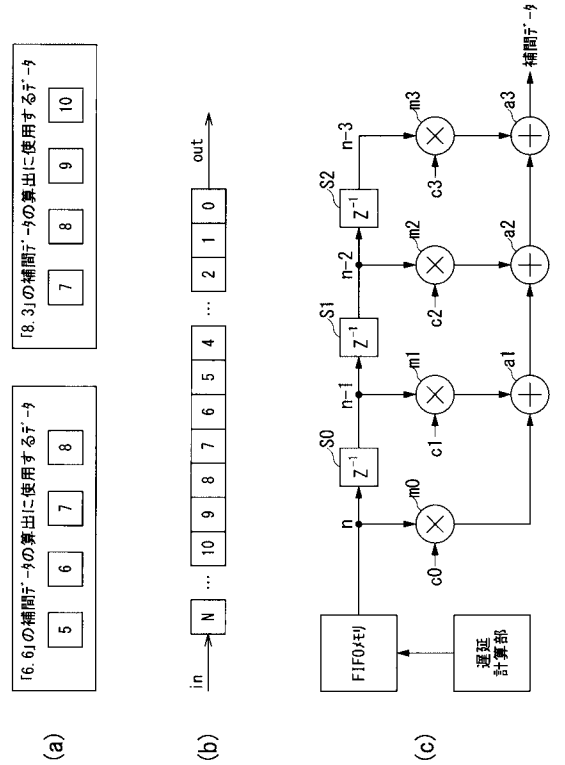
【 図 4 】



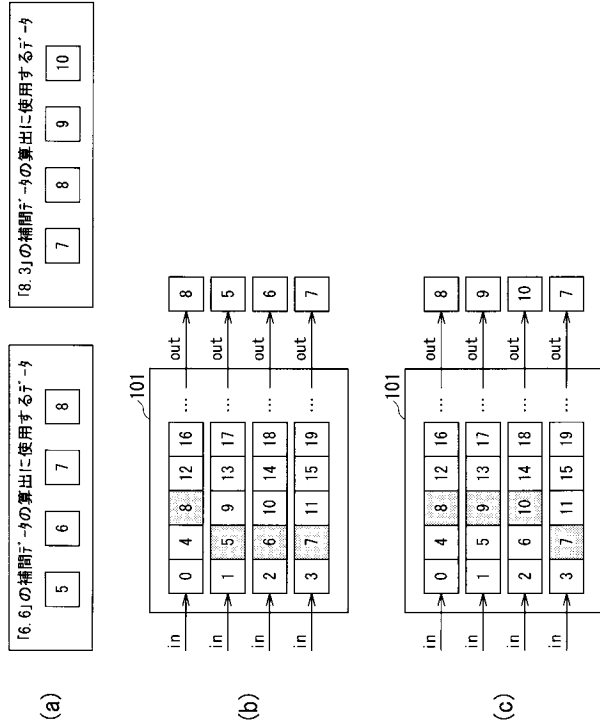
【 図 5 】



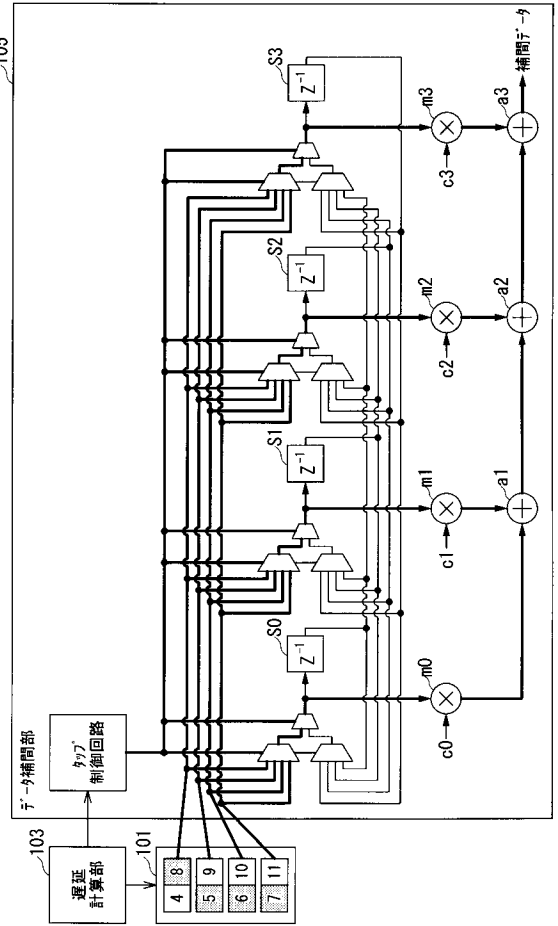
【 図 6 】



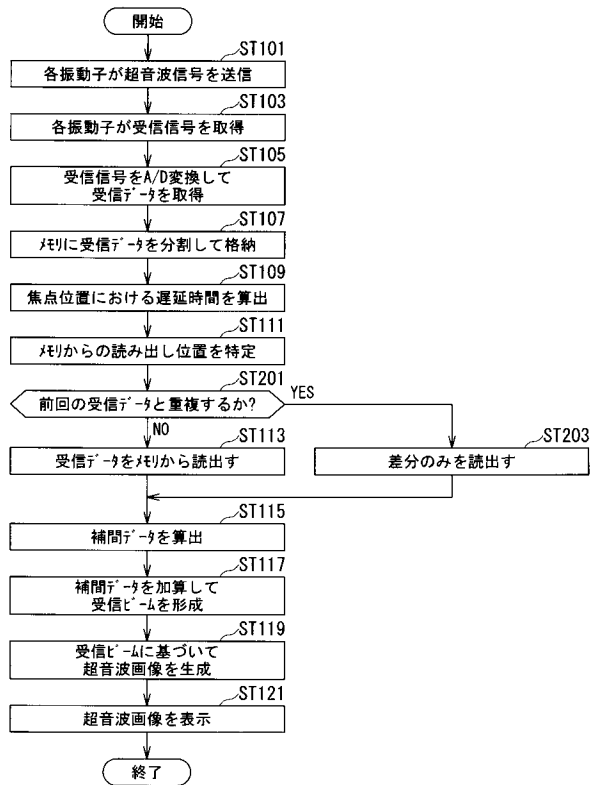
【図7】



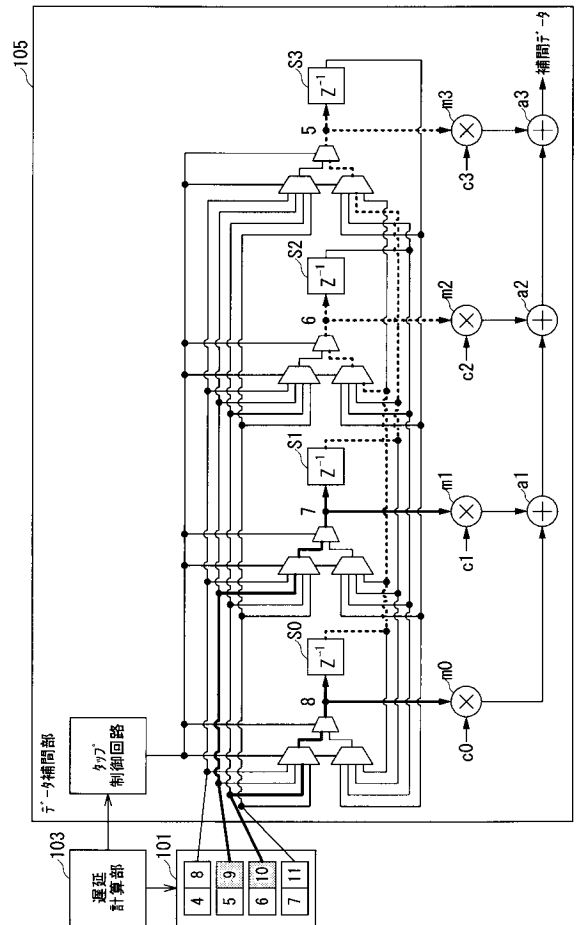
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

- (72)発明者 芝沼 浩幸
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内
- (72)発明者 石塚 正明
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内
- (72)発明者 藤原 周太
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内
- (72)発明者 神山 聡
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内
- (72)発明者 藤田 大広
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内
- Fターム(参考) 4C601 HH21 JB03 JB05 JB57

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | <无法获取翻译> | | |
| 公开(公告)号 | JP2016086959A5 | 公开(公告)日 | 2017-10-05 |
| 申请号 | JP2014222534 | 申请日 | 2014-10-31 |
| [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 | 萩原輝樹 亀石涉 芝沼浩幸 石塚正明 藤原周太 神山聡 藤田大広 | | |
| 发明人 | 萩原 輝樹 亀石 涉 芝沼 浩幸 石塚 正明 藤原 周太 神山 聡 藤田 大広 | | |
| IPC分类号 | A61B8/14 | | |
| CPC分类号 | A61B8/5207 A61B8/4477 A61B8/461 A61B8/5215 G01S7/52028 G01S15/8915 G10K11/346 | | |
| FI分类号 | A61B8/14 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/HH21 4C601/JB03 4C601/JB05 4C601/JB57 | | |
| 其他公开文献 | JP2016086959A JP6400433B2 | | |

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，内插处理单元和内插处理方法，该内插处理单元和内插处理方法能够在不增加采样间隔的情况下同时同时获得内插所需的接收数据。超声波诊断装置发送多个换能器，该多个换能器发送超声波并接收反射波，以及基于在时间上连续的多个接收数据而形成接收束所需的内插数据。为了进行计算，基于焦点位置的延迟时间，将用于将接收数据划分并存储为计算插值数据所需的接收数据数量，接收光束的指向方向以及所需存储器的存储器，该存储器延迟计算单元，其计算接收数据读取位置；数据插值单元，其包括插值滤波器，该插值滤波器通过对从存储器获取的多个接收数据进行加权相加来计算插值数据，并且在每个焦点位置处进行计算 图像生成单元和显示单元，该图像生成单元基于通过将所生成的内插数据相加而形成的接收束来生成超声图像。 [选择图]图2