

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6165089号
(P6165089)

(45) 発行日 平成29年7月19日(2017.7.19)

(24) 登録日 平成29年6月30日(2017.6.30)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/14 (2006.01) A61B 8/14 ZDM

請求項の数 12 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2014-62563 (P2014-62563)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成26年3月25日 (2014.3.25)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2015-181832 (P2015-181832A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成27年10月22日 (2015.10.22)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成28年2月16日 (2016.2.16)		弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217
			弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984
			弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080
			弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	山本 拓明
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 音響波処理装置、音響波処理装置の信号処理方法およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

音響波ビームを送信し、かつ、検査対象物によって反射された音響波エコーを受信して、受信した音響波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配列された探触子と、

前記探触子に、前記複数の素子のうちの2以上の素子を送信素子として用い、所定の送信焦点を形成するように前記音響波ビームを送信させることを、複数回、行わせる送信部と、

個々の前記音響波ビームの送信それぞれに対応して、前記複数の素子のうちの2以上の素子を受信素子として音響波エコーを受信して、前記受信素子が出力したアナログ素子信号を受け、所定の処理を施す受信部と、

前記受信部が処理したアナログ素子信号をA/D変換して、デジタル素子信号である第1の素子データとするA/D変換部と、

各前記第1の素子データに対して、少なくとも2つの素子をそれぞれ基準にして整相加算を行い、前記第1の素子データごとに、少なくとも2つの第1の受信データを生成する整相加算部と、

前記整相加算部において生成された複数の前記第1の受信データを記憶する受信データ記憶部と、

前記受信データ記憶部に記憶された前記複数の第1の受信データから2以上の前記第1の受信データを読み出すデータ取得部と、

10

20

前記データ取得部が読み出した前記2以上の第1の受信データを重ね合わせて第2の受信データを生成する受信データ生成部と、

前記受信データ生成部において前記第2の受信データを生成する際に用いる前記第1の受信データの数を設定する処理条件設定部と、

音響波の送受信を行うと共に受信した音響波エコーに基づいて画像を再生する計測モード、および、音響波の送受信は行わずに、前記受信データ記憶部に記憶された複数の前記第1の受信データを用いて画像を生成して再生するシネ再生モード、を切り替えるモード切替部と、を有し、

前記シネ再生モードにおいて、前記データ取得部は、前記処理条件設定部が設定した数の第1の受信データを前記受信データ記憶部から読み出し、前記受信データ生成部が、読み出した前記第1の受信データを重ね合わせて前記第2の受信データを生成するものである音響波処理装置。

10

【請求項2】

前記データ取得部は、前記受信データ記憶部に記憶された前記複数の第1の受信データから、異なる前記第1の素子データから生成され、かつ、同一の素子を基準にして整相加算されて生成された前記2以上の第1の受信データを読み出す請求項1に記載の音響波処理装置。

【請求項3】

前記受信データ生成部は、前記データ取得部が読み出した前記2以上の第1の受信データを、前記素子が音響波エコーを受信した受信時間に応じて重ね合わせて、前記第2の受信データを生成する請求項1または2に記載の音響波処理装置。

20

【請求項4】

前記計測モードにおいて、前記受信データ生成部は、2以上の前記第1の受信データを重ね合わせて、前記第2の受信データを生成するものであり、

前記整相加算部において、1つの前記第1の受信データに対して整相加算を行う数は、前記計測モードにおける前記受信データ生成部での重ね合せ数よりも多い請求項1～3のいずれか1項に記載の音響波処理装置。

【請求項5】

前記計測モードにおいて、前記受信データ生成部は、2以上の前記第1の受信データを重ね合わせて、前記第2の受信データを生成するものであり、

30

前記シネ再生モードにおける前記受信データ生成部での前記第1の受信データの重ね合せ数は、前記計測モードにおける前記受信データ生成部での重ね合せ数よりも多い請求項1～4のいずれか1項に記載の音響波処理装置。

【請求項6】

前記整相加算部において、1つの前記第1の受信データに対して整相加算を行う数は、前記音響波ビームの幅に応じて設定される請求項1～5のいずれか1項に記載の音響波処理装置。

【請求項7】

前記受信データ生成部は、前記音響波ビームの幅に合わせて、2以上の前記第1の受信データを重ね合わせる数を変化させるものであり、

40

前記整相加算部は、前記受信データ生成部での前記第1の受信データの重ね合せ数に合わせて、前記素子データごとに、前記素子データに対応する受信素子の中心素子を基準として前記整相加算を行うとともに、前記受信データ生成部での前記第1の受信データの重ね合せ数分、前記整相加算の基準となる受信素子をずらして前記整相加算を行う請求項6に記載の音響波処理装置。

【請求項8】

前記送信部は、中心となる素子の変更、および、音響波ビームの送信方向の変更の少なくとも一方を行って、前記探触子に前記複数回の音響波ビームの送信を行わせる請求項1～7のいずれか1項に記載の音響波処理装置。

【請求項9】

50

前記受信データ生成部は、前記2以上の第1の受信データそれぞれに重みづけを行って重ね合わせて、前記第2の受信データを生成する請求項1～8のいずれか1項に記載の音響波処理装置。

【請求項10】

前記受信データ生成部における重ね合わせの数を設定するための入力指示を受け付ける操作部を有し、前記受信データ生成部は、前記操作部からの入力指示に基づいて前記第1の受信データを重ね合わせて前記第2の受信データを生成する請求項1～9のいずれか1項に記載の音響波処理装置。

【請求項11】

音響波ビームを送信し、かつ、検査対象物によって反射された音響波エコーを受信して、受信した音響波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配列された探触子を用いて前記検査対象物を検査する音響波処理装置の信号処理方法であって、

前記探触子の前記複数の素子のうちの2以上の素子を送信素子として用い、所定の送信焦点を形成するように前記音響波ビームを送信することを、複数回、行う送信ステップと

、
個々の前記音響波ビームの送信それぞれに対応して、前記複数の素子のうちの2以上の素子を受信素子として音響波エコーを受信して、アナログ素子信号を出力する受信ステップと、

アナログ素子信号をA/D変換して、デジタル素子信号である第1の素子データを生成するA/D変換ステップと、

生成した各前記第1の素子データに対して、少なくとも2つの素子をそれぞれ基準にして整相加算を行い、前記第1の素子データごとに、少なくとも2つの第1の受信データを生成する整相加算ステップと、

前記整相加算ステップにおいて生成された複数の前記第1の受信データを記憶する受信データ記憶ステップと、

前記受信データ記憶ステップで記憶された前記複数の第1の受信データから2以上の前記第1の受信データを読み出すデータ取得ステップと、

前記データ取得ステップにおいて読み出した前記2以上の第1の受信データを重ね合わせて第2の受信データを生成する受信データ生成ステップと、

前記受信データ生成ステップにおいて前記第2の受信データを生成する際に用いる前記第1の受信データの数を設定する処理条件設定ステップと、

音響波の送受信を行うと共に受信した音響波エコーに基づいて画像を再生する計測モード、および、音響波の送受信は行わずに、前記受信データ記憶ステップで記憶された複数の前記第1の受信データを用いて画像を生成して再生するシネ再生モード、を切り替えるモード切替ステップと、を有し、

前記シネ再生モードにおいて、前記データ取得ステップは、前記処理条件設定ステップが設定した数の第1の受信データを前記受信データ記憶ステップで記憶された前記複数の第1の受信データから読み出し、前記受信データ生成ステップが、読み出した前記第1の受信データを重ね合わせて前記第2の受信データを生成する音響波処理装置の信号処理方法。

【請求項12】

音響波ビームを送信し、かつ、検査対象物によって反射された音響波エコーを受信して、受信した音響波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配列された探触子を用いて前記検査対象物を検査する音響波処理装置の信号処理方法をコンピュータに実行させるプログラムであって、

前記探触子の前記複数の素子のうちの2以上の素子を送信素子として用い、所定の送信焦点を形成するように前記音響波ビームを送信することを、複数回、行う送信ステップと

、
個々の前記音響波ビームの送信それぞれに対応して、前記複数の素子のうちの2以上の素子を受信素子として音響波エコーを受信して、アナログ素子信号を出力する受信ステッ

10

20

30

40

50

ブと、

アナログ素子信号をA/D変換して、デジタル素子信号である第1の素子データを生成するA/D変換ステップと、

生成した各前記第1の素子データに対して、少なくとも2つのラインをそれぞれ中心にして整相加算を行い、前記第1の素子データごとに、少なくとも2つの第1の受信データを生成する整相加算ステップと、

前記整相加算ステップにおいて生成された複数の前記第1の受信データを記憶する受信データ記憶ステップと、

前記受信データ記憶ステップで記憶された前記複数の第1の受信データから2以上の前記第1の受信データを読み出すデータ取得ステップと、

前記データ取得ステップにおいて読み出した前記2以上の第1の受信データを重ね合わせて第2の受信データを生成する受信データ生成ステップと、

前記受信データ生成ステップにおいて前記第2の受信データを生成する際に用いる前記第1の受信データの数を設定する処理条件設定ステップと、

音響波の送受信を行うと共に受信した音響波エコーに基づいて画像を再生する計測モード、および、音響波の送受信は行わずに、前記受信データ記憶ステップで記憶された複数の前記第1の受信データを用いて画像を生成して再生するシネ再生モード、を切り替えるモード切替ステップと、を有し、

前記シネ再生モードにおいて、前記データ取得ステップは、前記処理条件設定ステップが設定した数の第1の受信データを前記受信データ記憶ステップで記憶された前記複数の第1の受信データから読み出し、前記受信データ生成ステップが、読み出した前記第1の受信データを重ね合わせて前記第2の受信データを生成することをコンピュータに実行させる音響波処理装置の信号処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、音響波ビームを送受信することにより生体内の臓器等の検査対象物の撮像を行って、検査対象物の検査や診断のために用いられる音響波画像等を生成する音響波処理装置、信号処理方法およびプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野において、超音波等の音響波を用いて検査対象物の検査や診断のために用いる超音波画像を生成する超音波画像診断装置等の音響波診断装置が実用化されている。

一般に、この種の超音波診断装置は、複数の素子（超音波トランスデューサ）を内蔵した超音波プローブ（超音波探触子 以下、プローブとも言う）と、このプローブに接続された装置本体とを有している。超音波診断装置では、プローブの複数の素子から所定の焦点（送信焦点）を形成するように被検体（検査対象物）に向けて超音波ビームを送信し、被検体からの超音波エコーをプローブで受信して、受信した超音波エコーの受信信号を装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

【0003】

また、超音波診断装置では、超音波による走査を行って超音波画像を生成し、生成した超音波画像をリアルタイムに順次、表示部に表示するが、このような検査の後に、診断のために再度、超音波画像を観察したいという要求がある。そのため、超音波診断装置では、生成した超音波画像を記憶しておき、シネ再生モードが選択された場合に、記憶した超音波画像を再生することが行われている。

【0004】

また、受信した受波信号データ（素子データ）を記憶しておき、シネ再生モードでは、記憶した素子データから、再度、画像データを生成することも行われている（特許文献1）。シネ再生モードでの画像の作成の条件を変更することで、シネ再生モードにおける超

10

20

30

40

50

音波画像の画質を、リアルタイムで生成した超音波画像とは異なる画質とすることができ、例えば、より高画質の超音波画像を得ることができる。

【0005】

ここで、超音波ビームは、所定の送信遅延パターンに基づいて複数の素子を駆動し、設定した焦点を形成するように送信される。このような超音波ビームは横方向に幅を有する形状となる。そのため、横方向にずれた位置にある反射点の情報を拾ってしまい、いわゆるゴースト信号として超音波画像上に再生されてしまうという問題があった。

このような問題に対して、超音波診断装置では、1つの超音波画像の生成において、各送信によって得られた複数のデータ（素子データあるいは受信データ）を受信時間や素子の位置に応じて重ね合わせて、データを補正する、いわゆるマルチライン処理が行われている（特許文献2）。ゴースト信号の場合には、受信時間や素子の位置に応じてデータを重ね合わせても、ゴースト信号同士は、ずれた状態で重ね合せられて、互いに打ち消し合うため、ゴースト信号を除去することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平5 - 161641号公報

【特許文献2】特開2009 - 536853号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、素子データは容量が非常に大きいため、シネ再生のために、多くのフレーム分の素子データを保存することは難しい。

また、マルチライン処理を行って超音波画像を生成する装置において、素子データを保存しておき、シネ再生モードにおいて超音波画像を再生する場合には、素子データから超音波画像を生成するために、多数のマルチライン処理を行う必要がある。そのため、計算時間が多くなり、再生までに時間がかかるという問題があった。

【0008】

本発明の目的は、このような従来技術の問題点を解決することにより、マルチライン処理を行う音響波処理装置において、シネ再生のために保存するデータの量を低減でき、かつ、シネ再生の際の計算時間を短縮でき、リアルタイムの超音波画像とは異なる画質の超音波画像を得ることができる音響波処理装置、信号処理方法およびプログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明者は、上記目的を達成すべく鋭意検討した結果、各第1の素子データに対して、少なくとも2つの素子をそれぞれ基準にして整相加算を行い、第1の素子データごとに、少なくとも2つの第1の受信データを生成する整相加算部と、整相加算部において生成された複数の第1の受信データを記憶する受信データ記憶部と、受信データ記憶部に記憶された複数の第1の受信データから2以上の第1の受信データを読み出すデータ取得部と、データ取得部が読み出した2以上の第1の受信データを重ね合わせて第2の受信データを生成する受信データ生成部と、受信データ生成部において第2の受信データを生成する際に用いる第1の受信データの数を設定する処理条件設定部と、を有し、シネ再生モードにおいて、データ取得部は、処理条件設定部が設定した数の第1の受信データを受信データ記憶部から読み出し、受信データ生成部が、読み出した第1の受信データを重ね合わせて第2の受信データを生成することで上記課題が解決できることを見出した。

すなわち、本発明は、以下の(1)～(12)を提供する。

【0010】

(1) 音響波ビームを送信し、かつ、検査対象物によって反射された音響波エコーを受信して、受信した音響波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配

10

20

30

40

50

列された探触子と、

探触子に、複数の素子のうちの2以上の素子を送信素子として用い、所定の送信焦点を形成するように音響波ビームを送信させることを、複数回、行わせる送信部と、

個々の音響波ビームの送信それぞれに対応して、複数の素子のうちの2以上の素子を受信素子として音響波エコーを受信して、受信素子が出力したアナログ素子信号を受け、所定の処理を施す受信部と、

受信部が処理したアナログ素子信号をA/D変換して、デジタル素子信号である第1の素子データとするA/D変換部と、

各第1の素子データに対して、少なくとも2つの素子をそれぞれ基準にして整相加算を行い、第1の素子データごとに、少なくとも2つの第1の受信データを生成する整相加算部と、

10

整相加算部において生成された複数の第1の受信データを記憶する受信データ記憶部と、

受信データ記憶部に記憶された複数の第1の受信データから2以上の第1の受信データを読み出すデータ取得部と、

データ取得部が読み出した2以上の第1の受信データを重ね合わせて第2の受信データを生成する受信データ生成部と、

受信データ生成部において2の受信データを生成する際に用いる第1の受信データの数を設定する処理条件設定部と、

音響波の送受信を行うと共に受信した音響波エコーに基づいて画像を再生する計測モード、および、音響波の送受信は行わずに、受信データ記憶部に記憶された複数の第1の受信データを用いて画像を生成して再生するシネ再生モード、を切り替えるモード切替部と、を有し、

20

シネ再生モードにおいて、データ取得部は、処理条件設定部が設定した数の第1の受信データを受信データ記憶部から読み出し、受信データ生成部が、読み出した第1の受信データを重ね合わせて第2の受信データを生成するものである音響波処理装置。

(2) データ取得部は、受信データ記憶部に記憶された複数の第1の受信データから、異なる第1の素子データから生成され、かつ、同一の素子を基準にして整相加算されて生成された2以上の第1の受信データを読み出す(1)に記載の音響波処理装置。

(3) 受信データ生成部は、データ取得部が読み出した2以上の第1の受信データを、素子が音響波エコーを受信した受信時間に応じて重ね合わせて、第2の受信データを生成する(1)または(2)に記載の音響波処理装置。

30

(4) 計測モードにおいて、受信データ生成部は、2以上の第1の受信データを重ね合わせて、第2の受信データを生成するものであり、

整相加算部において、1つの第1の受信データに対して整相加算を行う数は、計測モードにおける受信データ生成部での重ね合せ数よりも多い(1)~(3)のいずれかに記載の音響波処理装置。

(5) 計測モードにおいて、受信データ生成部は、2以上の第1の受信データを重ね合わせて、第2の受信データを生成するものであり、

シネ再生モードにおける受信データ生成部での第1の受信データの重ね合せ数は、計測モードにおける受信データ生成部での重ね合せ数よりも多い(1)~(4)のいずれかに記載の音響波処理装置。

40

(6) 整相加算部において、1つの第1の受信データに対して整相加算を行う数は、音響波ビームの幅に応じて設定される(1)~(5)のいずれかに記載の音響波処理装置。

(7) 受信データ生成部は、音響波ビームの幅に合わせて、2以上の第1の受信データを重ね合わせる数を変化させるものであり、

整相加算部は、受信データ生成部での第1の受信データの重ね合せ数に合わせて、素子データごとに、素子データに対応する受信素子の中心素子を基準として整相加算を行うとともに、受信データ生成部での第1の受信データの重ね合せ数分、整相加算の基準となる

50

受信素子をずらして整相加算を行う(6)に記載の音響波処理装置。

(8) 送信部は、中心となる素子の変更、および、音響波ビームの送信方向の変更の少なくとも一方を行って、探触子に複数回の音響波ビームの送信を行わせる(1)~(7)のいずれかに記載の音響波処理装置。

(9) 受信データ生成部は、2以上の第1の受信データそれぞれに重みづけを行って重ね合わせて、第2の受信データを生成する(1)~(8)のいずれかに記載の音響波処理装置。

(10) 受信データ生成部における重ね合わせの数を設定するための入力指示を受け付ける操作部を有し、受信データ生成部は、操作部からの入力指示に基づいて第1の受信データを重ね合わせて第2の受信データを生成する(1)~(9)のいずれかに記載の音響波処理装置。

10

【0011】

(11) 音響波ビームを送信し、かつ、検査対象物によって反射された音響波エコーを受信して、受信した音響波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配列された探触子を用いて検査対象物を検査する音響波処理装置の信号処理方法であって、

探触子の複数の素子のうちの2以上の素子を送信素子として用い、所定の送信焦点を形成するように音響波ビームを送信することを、複数回、行う送信ステップと、

個々の音響波ビームの送信それぞれに対応して、複数の素子のうちの2以上の素子を受信素子として音響波エコーを受信して、アナログ素子信号を出力する受信ステップと、

20

アナログ素子信号をA/D変換して、デジタル素子信号である第1の素子データを生成するA/D変換ステップと、

生成した各第1の素子データに対して、少なくとも2つの素子をそれぞれ基準にして整相加算を行い、第1の素子データごとに、少なくとも2つの第1の受信データを生成する整相加算ステップと、

整相加算ステップにおいて生成された複数の第1の受信データを記憶する受信データ記憶ステップと、

受信データ記憶ステップで記憶された複数の第1の受信データから2以上の第1の受信データを読み出すデータ取得ステップと、

データ取得ステップにおいて読み出した2以上の第1の受信データを重ね合わせて第2の受信データを生成する受信データ生成ステップと、

30

受信データ生成ステップにおいて第2の受信データを生成する際に用いる第1の受信データの数を設定する処理条件設定ステップと、

音響波の送受信を行うと共に受信した音響波エコーに基づいて画像を再生する計測モード、および、音響波の送受信は行わずに、受信データ記憶ステップで記憶された複数の第1の受信データを用いて画像を生成して再生するシネ再生モード、を切り替えるモード切替ステップと、を有し、

シネ再生モードにおいて、データ取得ステップは、処理条件設定ステップが設定した数の第1の受信データを受信データ記憶ステップで記憶された複数の第1の受信データから読み出し、受信データ生成ステップが、読み出した第1の受信データを重ね合わせて第2の受信データを生成する音響波処理装置の信号処理方法。

40

【0012】

(12) 音響波ビームを送信し、かつ、検査対象物によって反射された音響波エコーを受信して、受信した音響波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配列された探触子を用いて検査対象物を検査する音響波処理装置の信号処理方法をコンピュータに実行させるプログラムであって、

探触子の複数の素子のうちの2以上の素子を送信素子として用い、所定の送信焦点を形成するように音響波ビームを送信することを、複数回、行う送信ステップと、

個々の音響波ビームの送信それぞれに対応して、複数の素子のうちの2以上の素子を受信素子として音響波エコーを受信して、アナログ素子信号を出力する受信ステップと、

50

アナログ素子信号をA/D変換して、デジタル素子信号である第1の素子データを生成するA/D変換ステップと、

生成した各第1の素子データに対して、少なくとも2つのラインをそれぞれ中心にして整相加算を行い、第1の素子データごとに、少なくとも2つの第1の受信データを生成する整相加算ステップと、

整相加算ステップにおいて生成された複数の第1の受信データを記憶する受信データ記憶ステップと、

受信データ記憶ステップで記憶された複数の第1の受信データから2以上の第1の受信データを読み出すデータ取得ステップと、

データ取得ステップにおいて読み出した2以上の第1の受信データを重ね合わせて第2の受信データを生成する受信データ生成ステップと、

受信データ生成ステップにおいて第2の受信データを生成する際に用いる第1の受信データの数を設定する処理条件設定ステップと、

音響波の送受信を行うと共に受信した音響波エコーに基づいて画像を再生する計測モード、および、音響波の送受信は行わずに、受信データ記憶ステップで記憶された複数の第1の受信データを用いて画像を生成して再生するシネ再生モード、を切り替えるモード切替ステップと、を有し、

シネ再生モードにおいて、データ取得ステップは、処理条件設定ステップが設定した数の第1の受信データを受信データ記憶ステップで記憶された複数の第1の受信データから読み出し、受信データ生成ステップが、読み出した第1の受信データを重ね合わせて第2の受信データを生成することをコンピュータに実行させる音響波処理装置の信号処理プログラム。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、マルチライン処理を行う音響波処理装置において、シネ再生のために保存するデータの量を低減でき、かつ、シネ再生の際の計算時間を短縮でき、リアルタイムの超音波画像とは異なる画質の超音波画像を得ることができる音響波処理装置、信号処理方法およびプログラムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の超音波診断装置の構成の一例を概念的に示すブロック図である。

【図2】図1に示す超音波診断装置における受信フォーカス処理の一例を説明するための概念図である。

【図3】図3(a)、図3(d)および図3(g)は、それぞれの受信素子を説明するための概念図であり、図3(b)、図3(e)および図3(h)は、それぞれの超音波の送受信で得られる素子データを示す概念図であり、図3(c)、図3(f)および図3(i)は、それぞれの素子データを整相加算処理して得られる未処理受信データを示す概念図である。

【図4】図1に示す超音波診断装置のデータ処理部の構成の一例を概念的に示すブロック図である。

【図5】図5(a)および図5(c)は、それぞれ理想的な超音波ビームによる超音波の送受信を説明するための概念図であり、図5(b)および図5(d)は、それぞれの超音波の送受信で得られる素子データを示す概念図である。

【図6】図6(a)および図6(c)は、それぞれ実際の超音波ビームによる超音波の送受信を説明するための概念図であり、図6(b)および図6(d)は、それぞれの超音波の送受信で得られる素子データを示す概念図である。

【図7】図7(a)および図7(b)は、同じ反射点に対して、互いに異なる中心素子による超音波の送受信を行った場合の音波の経路を説明するための概念図であり、図7(c)は、複数の素子で得られる素子データを、図7(d)は、図7(c)に示す素子データの遅延時間を、それぞれ説明するための概念図である。

10

20

30

40

50

【図 8】図 8 (a) および図 8 (e) は、それぞれ重ね合わせを行う未処理受信データを示す概念図であり、図 8 (b) および図 (f) は、それらの遅延時間を説明するための概念図であり、図 8 (c) および図 8 (g) は、未処理受信データの重ね合わせの状態を説明するための概念図であり、図 8 (d) および図 8 (h) は、未処理受信データの重ね合わせの結果を説明するための概念図である。

【図 9】図 9 (a) および図 9 (b) は、図 1 に示す超音波診断装置の作用を説明するためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 5 】

以下、本発明の音響波処理装置、信号処理方法およびプログラムについて、添付の図面に示される好適な第 1 実施形態を基に、詳細に説明する。

なお、本発明の実施形態では、音響波として超音波を用いるが、超音波に限定されるものではなく、検査対象や測定条件等に応じて適切な周波数を選択してさえいれば、可聴周波数の音響波を用いても良い。

【 0 0 1 6 】

図 1 に、本発明の超音波診断装置（音響波処理装置）の一例を、ブロック図によって概念的に示す。

【 0 0 1 7 】

図 1 に示すように、超音波診断装置 1 0 は、超音波プローブ 1 2 と、超音波プローブ 1 2 に接続される送信部 1 4 および受信部 1 6 と、A / D 変換部 1 8 と、素子データ記憶部 2 0 と、整相加算部 2 2 と、受信データ記憶部 2 3 と、データ処理部 2 4 と、画像生成部 2 5 と、表示制御部 2 6 と、表示部 2 8 と、制御部 3 0 と、モード切替部 3 1 と、操作部 3 2 と、格納部 3 4 とを有する。

図 1 例においては、送信部 1 4、受信部 1 6、A / D 変換部 1 8、素子データ記憶部 2 0、整相加算部 2 2、受信データ記憶部 2 3、データ処理部 2 4、画像生成部 2 5、表示制御部 2 6、表示部 2 8、制御部 3 0、モード切替部 3 1、操作部 3 2、および、格納部 3 4 が、超音波診断装置 1 0 の装置本体を構成する。

【 0 0 1 8 】

超音波プローブ（超音波探触子）1 2 は、通常の超音波診断装置に用いられる、公知の超音波プローブである。

超音波プローブ 1 2（以下、プローブ 1 2 とする）は、超音波トランスデューサを一次的または二次的に配列してなる振動子アレイ 3 6 を有する。

超音波トランスデューサは、検査対象物（以下、被検体という）の超音波画像の撮像の際に、それぞれ送信部 1 4 から供給される駆動信号に従って超音波ビームを被検体に送信すると共に、被検体で反射された超音波エコーを受信して、受信した超音波の強さに応じた受信信号を出力する。

【 0 0 1 9 】

各超音波トランスデューサは、例えば、P Z T（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミックや、P V D F（ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電素子、P M N - P T（マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体）に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成した、振動子で構成される。

【 0 0 2 0 】

このような振動子の電極に、パルス状または連続波状の電圧を印加すると、印加された電圧に応じて圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状または連続波の超音波を発生する。また、各振動子から発生した超音波は、各振動子の駆動の遅延に応じて、設定された焦点に収束して合成されて（すなわち送信フォーカスされて）、超音波ビームが形成される。

また、振動子は、被検体内で反射された超音波エコーが入射することで伸縮し、この伸縮の大きさに応じた電気信号を発生する。この電気信号が、受信信号（アナログの素子信号）として、受信部 1 6 に出力される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 1 】

送信部 1 4 は、例えば、複数のパルスを有し、プローブ 1 2 の各超音波トランスデューサ（振動子）に、駆動信号を供給する（駆動電圧を印加する）。

送信部 1 4 は、制御部 3 0 が選択した送信遅延パターンに基づいて、所定数（複数）の超音波トランスデューサ（送信素子）が送信する超音波が、設定した焦点に収束する超音波ビームを形成するように、駆動信号の遅延量（駆動電圧の印加タイミング）を調節する送信フォーカスを行って、駆動信号を超音波トランスデューサに供給する。

これにより、プローブ 1 2（振動子アレイ 3 6）から被検体に、目的とする超音波ビームが送信される。

【 0 0 2 2 】

受信部 1 6 は、制御部 3 0 からの制御信号に応じて、1 回の超音波ビームの送信に対応して、所定数（複数）の超音波トランスデューサ（受信素子）が出力した受信信号を受け取り、増幅等の所定の処理を施して、A / D 変換部 1 8 に供給する。

【 0 0 2 3 】

なお、本発明の超音波診断装置 1 0 において、超音波の送受信の方法は、基本的に、公知の超音波診断装置と同様である。

従って、1 回の超音波の送受信（1 本の超音波ビームの送信、および、この送信に対応する超音波エコーの受信）において、超音波を発生する超音波トランスデューサの数（送信開口の数）、および、超音波を受信（受信部 1 6 が受信信号を受け取る）する超音波トランスデューサの数（受信開口の数）は、共に、複数であれば、限定は無い。また、1 回の送受信において、送信と受信とで、開口数は、同じでも異なってもよい。

また、少なくとも方位方向（アジマス方向（超音波トランスデューサの配列方向））に隣接する超音波ビームで、送信領域が重複していれば、1 つの超音波画像を形成するための超音波の送受信の回数（音線数）や、送受信の中心となる超音波トランスデューサ（中心素子）の間隔（すなわち走査線 / 音線の密度）にも、限定は無い。従って、超音波で走査する領域に対応する全ての超音波トランスデューサを中心素子として超音波の送受信を行ってもよく、2 個置きや 4 個置きなどの所定間隔の超音波トランスデューサを中心素子として超音波の送受信を行ってもよい。

また、公知の超音波診断装置と同様に、1 つの超音波画像を形成するために、送受信位置を順次、移動させて複数の位置（ライン）で送受信を行う。

【 0 0 2 4 】

A / D 変換部 1 8 は、受信部 1 6 から供給されたアナログの受信信号を、アナログ / デジタル変換して、デジタルの受信信号である素子データ（第 1 の素子データ）とする。

A / D 変換部 1 8 は、A / D 変換した素子データを素子データ記憶部 2 0 に供給する。

【 0 0 2 5 】

素子データ記憶部 2 0 は、A / D 変換部 1 8 から供給された素子データを、順次、記憶する。また、素子データ記憶部 2 0 は、制御部 3 0 から入力されるフレームレートに関する情報（例えば、超音波の反射位置の深度、走査線の密度、視野幅を示すパラメータ）を、各素子データに関連付けて格納する。

好ましくは、素子データ記憶部 2 0 は、少なくとも 1 つの超音波画像（1 フレームの超音波画像）に対応する全ての素子データを記憶し、かつ、少なくとも超音波画像の表示を終了するまでは、表示中および表示前の超音波画像の素子データを消去しない。

【 0 0 2 6 】

整相加算部 2 2 は、制御部 3 0 による制御に基づいて、1 つの素子データにつき、2 以上の異なる素子（超音波トランスデューサ）を基準として整相加算処理を行って、素子データごとに 2 以上の未処理受信データ（第 1 の受信データ）を生成する部位である。

なお、以下の説明では、超音波トランスデューサのことを、単に『素子』とも言う。

【 0 0 2 7 】

以下、整相加算部 2 2 において行われる整相加算処理について説明する。

前述のように、プローブ 1 2 の振動子アレイ 3 6 は、複数の素子（超音波トランスデュー

10

20

30

40

50

ーサ)を一次元的あるいは二次元的に配列してなるものである。従って、被検体内の1つの反射点との間の距離は、各々超音波トランスデューサで異なる。そのため、同じ反射点で反射された超音波エコーであっても、各超音波トランスデューサに超音波エコーが到達する時間が異なる。整相加算部22は、制御部30が選択した受信遅延パターンに応じて、各超音波トランスデューサ毎の超音波エコーの到達時刻の差(遅延時間)に相当する分、素子データの各信号を遅延して、遅延時間を与えた素子データを整合加算することにより、デジタル的に受信フォーカス処理を行い、受信データを生成する。

【0028】

図2に、受信フォーカス処理の一例を示す。

ここで、図2は、プローブ12が有する複数の超音波トランスデューサが、同図中左右方向に一直線に配列されているリニアプローブの場合である。しかしながら、コンベックスプローブの場合もプローブ形状が違うだけで、考え方は同じでよい。

【0029】

また、図2は、中心の超音波トランスデューサを基準として、すなわち、中心の超音波トランスデューサのラインを基準ラインとして、受信フォーカス処理を行う例である。

【0030】

方位方向における各々の超音波トランスデューサの幅をLとすると、方位方向の中心の超音波トランスデューサから端部に向かってn番目の超音波トランスデューサまでの距離はnLとなる。

同図に示すように、超音波の反射点が、中心の超音波トランスデューサから配列方向に対して垂直な距離(深さ)dの位置にあるとすると、n番目の超音波トランスデューサと反射点との間の距離(長さ) d_n は、式(1)により算出される。

$$d_n = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} \dots (1)$$

従って、被検体内の超音波の音速(環境音速)Vaを用いて、超音波エコーが反射点からn番目の超音波トランスデューサに到達(受信)する時間 t_n は、式(2)により算出される。

$$t_n = d_n / Va = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} / Va \dots (2)$$

【0031】

前述のように、超音波トランスデューサと反射点との間の距離は、各超音波トランスデューサ毎に異なる。そのため、この例の場合、同図上部のグラフに示すように、超音波エコーの到達時間 t_n は、配列方向の端部側の超音波トランスデューサほど、長くなる。

具体的には、n番目の超音波トランスデューサで受信される超音波は、超音波が反射点から中心の超音波トランスデューサで受信されるまでの時間を t_1 とすると、中心の超音波トランスデューサで受信される超音波に対して、時間 $t = t_n - t_1$ だけ遅れる。本例では、この遅延時間tが、すなわち、受信遅延パターンである。

整相加算部22は、各々の超音波トランスデューサに対応する信号について、上記時間tで表される遅延時間を用いて整相加算を行い、受信フォーカス処理を行い、未処理受信データを生成する。

【0032】

ここで、前述のとおり、整相加算部22は、1つの素子データに対して、基準となる素子、すなわち、基準ラインを変えて、複数回、上記受信フォーカス処理を行い、素子データごとに2以上の未処理受信データを生成する。

この点に関して、図3(a)~図3(i)を用いて説明する。

【0033】

図3(a)、図3(d)および図3(g)は、それぞれの受信素子を説明するための概念図であり、図3(b)、図3(e)および図3(h)は、それぞれの超音波の送受信で得られる素子データを示す概念図であり、図3(c)、図3(f)および図3(i)は、それぞれの素子データを整相加算処理して得られる未処理受信データを示す概念図である。

なお、図3(a)~図3(i)は、n番目の素子に対応するライン上に、反射点が存在

10

20

30

40

50

している状態を示す。

【0034】

まず、図3(a)～図3(c)を用いて、1つの素子データから2以上の未処理受信データを生成する一例を説明する。

図3(a)は、複数の素子が配列された振動子アレイ36を概念的に示す図である。図3(a)中、素子の位置を n を用いて表し、受信素子をハッチングで示す。すなわち、図3(a)は、 n 番目の素子を中心素子とする、 $n-4 \sim n+4$ 番目の素子が受信素子であることを示す。

【0035】

図3(b)は、図3(a)に示す受信素子で取得した素子データを概念的に示す図である。また、図3(b)の位置は、図3(a)に示す受信素子の位置に対応して表示する。

なお、以下の説明では、 n 番目の素子を中心素子として得られた素子データを n 番目の素子データという。

【0036】

整相加算部22は、 n 番目の素子データを素子データ記憶部20から読み出して、 n 番目の素子に対応するライン(以下、 n 番目のラインともいう)を基準ラインとして、整相加算処理を行い、図3(c)の図中中央に示す $n(n)$ 番目の未処理受信データを生成する。また、整相加算部22は、 $n-2$ 番目のラインを基準ラインとして、 n 番目の素子データに対して整相加算処理を行い、図3(c)の図中左に示す $n(n-2)$ 番目の未処理受信データを生成する。同様に、 $n-1$ 、 $n+1$ 、 $n+2$ 番目のラインをそれぞれ基準ラインとして、 n 番目の素子データに対して整相加算処理を行い、 $n(n-1)$ 番目の未処理受信データ、 $n(n+1)$ 番目の未処理受信データ、 $n(n+2)$ 番目の未処理受信データを生成する。

ここで、本明細書中においては、例えば、 x 番目の素子データに対して、 y 番目のラインを基準として整相加算を行い生成した受信データを、 $x(y)$ 番目の受信データと表す。

【0037】

すなわち、本実施形態の整相加算部22においては、1つの素子データに対して、この素子データに対応する受信素子の中心素子に対応するラインを含む、中心素子の左右各2つの素子に対応するラインの、合計5つのラインでそれぞれ整相加算処理を行い、図3(c)に示すように、5つの未処理受信データを生成する。

【0038】

したがって、図3(d)～図3(f)に示すように、 $n-1$ 番目の素子データに対しては、 $n-1$ 番目のラインを中心とする $n-3 \sim n+1$ 番目のラインでそれぞれ整相加算処理を行い、図3(f)に示す5つの未処理受信データを生成する。また、図3(g)～図3(i)に示すように、 $n+1$ 番目の素子データに対しては、 $n+1$ 番目のラインを中心とする $n-1 \sim n+3$ 番目のラインでそれぞれ整相加算処理を行い、図3(i)に示す5つの未処理受信データを生成する。

このようにして、整相加算部22は、必要な素子データに対して、基準となる素子をずらして複数回の整相加算処理を行い、複数の未処理受信データを生成する。

整相加算部22は、未処理受信データを受信データ記憶部23およびデータ処理部24に供給する。

【0039】

なお、整相加算部22において、1つの素子データから生成する未処理受信データの数には特に限定はなく、装置の性能、要求される処理速度(フレームレート等)、画質等に応じて適宜、決定すればよい。

好ましくは、整相加算部22は、計測モードにおいて、後述するデータ処理部24で重ね合わせられる未処理受信データの数よりも多くの未処理受信データを生成する。これにより、シネ再生モードにおいて超音波画像を生成する場合に、重ね合わせに用いる未処理受信データの数を、リアルタイム時(計測モード)よりも多くして画質を向上することが

10

20

30

40

50

できる。

【 0 0 4 0 】

また、整相加算部 2 2 は、超音波ビームの幅に応じて、この幅に対応するライン分の未処理受信データを生成するのも好ましい。

すなわち、超音波の送信ビームの幅に合わせて、後述するデータ処理部における重ね合わせ処理における重ね合わせ数を変化させる場合には、重ね合わせる数に合わせて、素子データごとに、この素子データに対応する受信素子の中心素子を基準として整相加算を行うとともに、重ね合わせる数分、整相加算の基準となる素子をずらして整相加算処理を行うのが好ましい。

例えば、重ね合わせ数が 1 1 の場合には、処理を行う素子データに対応する受信素子の中心素子、および、この中心素子の左右各 5 素子を基準として整相加算処理を行う。

これにより、重ね合わせの効果を十分に発揮させることができ、かつ、記憶するデータ量を低減することができる。

なお、データ処理部 2 4 おける重ね合わせ数が深さによって変化する場合には、整相加算部 2 2 は、1 つの素子データに対して整相加算処理を行う数を深さによって変えて複数の未処理受信データを生成しても良いし、あるいは、深さによらず、超音波ビームの最大幅に対応する数の未処理受信データを生成してもよい。

具体的には、整相加算部 2 2 は、1 つの素子データに対して、3 ~ 1 0 ライン分の未処理受信データを生成するのが好ましい。

【 0 0 4 1 】

受信データ記憶部 2 3 は、整相加算部 2 2 から供給された未処理受信データを、順次、記憶する。また、受信データ記憶部 2 3 は、制御部 3 0 から入力されるフレームレートに関する情報を、各未処理受信データに関連付けて格納する。

ここで、受信データ記憶部 2 3 は、生成したすべての未処理受信データを記憶し、かつ、操作部 3 2 からの入力操作によりデータの消去が指示されるまでは、未処理受信データを消去しない。

【 0 0 4 2 】

データ処理部 2 4 は、未処理受信データを重ね合わせて、各未処理受信データに対応する処理済受信データ（第 2 の受信データ）を生成する部位である。

具体的には、データ処理部 2 4 は、後述するモード切替部 3 1 により選択されたモードが、計測モードの場合には、整相加算部 2 2 から供給される未処理受信データに対して、同一ラインで整相加算処理された未処理受信データ同士を、各超音波トランスデューサが超音波エコーを受信した時間に応じて重ね合わせて、処理済受信データを生成する。

また、データ処理部 2 4 は、モード切替部 3 1 により選択されたモードが、シネ再生モードの場合には、受信データ記憶部 2 3 に記憶された未処理受信データを読み出して、同一ラインで整相加算処理された未処理受信データ同士を、各超音波トランスデューサが超音波エコーを受信した時間に応じて重ね合わせて、処理済受信データを生成する。

データ処理部 2 4 における処理については、後に詳述する。

データ処理部 2 4 は、生成した処理済受信データを、画像生成部 2 5 に送る。

【 0 0 4 3 】

画像生成部 2 5 は、制御部 3 0 による制御に基づいて、データ処理部 2 4 から供給された処理済受信データ（音線信号）から超音波画像を生成するものである。

画像生成部 2 5 は、検波処理部 4 0、D S C 4 2、画像処理部 4 4、および、画像メモリ 4 6 を有する。

【 0 0 4 4 】

検波処理部 4 0 は、データ処理部 2 4 から供給された処理済受信データに対し、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、被検体内における断層の画像情報（輝度画像情報）である B モード画像データを生成する。

D S C (digital scan converter) 4 2 は、検波処理部 4 0 で生成された B モード画像

10

20

30

40

50

データを、通常のテレビジョン信号の走査方式に対応する画像データに変換（ラスタ変換）する。

【 0 0 4 5 】

画像処理部 4 4 は、D S C 4 2 から入力される B モード画像データに、階調処理等の各種の必要な画像処理を施して、表示に供するための B モード画像データとする。画像処理部 4 4 は、画像処理済の B モード画像データを、表示のために表示制御部 2 6 に出力し、および/または、画像メモリ 4 6 に格納する。

画像メモリ 4 6 は、画像処理部 4 4 が処理した B モード画像データを格納する、公知の記憶手段（記憶媒体）である。画像メモリ 4 6 に格納された B モード画像データは、必要に応じて、表示部 2 8 で表示するために表示制御部 2 6 に読み出される。

10

【 0 0 4 6 】

表示制御部 2 6 は、画像処理部 4 4 によって所定の画像処理が施された B モード画像データを用いて、表示部 2 8 に超音波画像を表示させる。

表示部 2 8 は、例えば、L C D 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 2 6 の制御の下で、超音波画像を表示する。

【 0 0 4 7 】

モード切替部 3 1 は、操作者により操作部 3 2 から入力された指令に基づいて超音波診断装置 1 0 の動作モードを選択する（切り替える）部位である。

具体的には、超音波診断装置 1 0 は、動作モードとして、送信部 1 4 および受信部 1 6 による超音波の送受信を行いつつ、受信した超音波エコーに基づいて超音波画像をリアルタイムに再生する計測モードと、超音波の送受信は行わずに、受信データ記憶部 2 3 に記憶された未処理受信データを用いて超音波画像を再生するシネ再生モードと有する。モード切替部 3 1 は、操作部 3 2 から入力指示に基づいて、計測モードまたはシネ再生モードを選択して、超音波診断装置 1 0 の各部位に各モードごとの動作を行わせるように制御部 3 0 に選択したモードの情報を供給する。

20

【 0 0 4 8 】

制御部 3 0 は、操作者により操作部 3 2 から入力された指令、および、モード切替部 3 1 からの動作モードの情報に基づいて超音波診断装置 1 0 の各部の制御を行う部位である。

また、制御部 3 0 は、操作部 3 2 を用いて操作者によって入力された各種の情報を、必要な部位に供給する。例えば、操作部 3 2 に、モード切替部 3 1 で用いられるモードの切り替えに必要な情報、整相加算部 2 2 およびデータ処理部 2 4 で用いられる遅延時間算出に必要な情報、ならびに、データ処理部 2 4 における未処理受信データの処理に必要な情報の入力が行われた場合には、これらの情報を、必要に応じて、送信部 1 4、受信部 1 6、素子データ記憶部 2 0、整相加算部 2 2、データ処理部 2 4、画像生成部 2 5 および表示制御部 2 6 等の各部に供給する。

30

【 0 0 4 9 】

操作部 3 2 は、操作者が入力操作を行うためのものであり、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等から形成することができる。

また、操作部 3 2 は、操作者が、必要に応じて各種の情報を入力するための、入力機能を備えている。例えば、操作部 3 2 は、プローブ 1 2（超音波トランスデューサ）の情報、プローブ 1 2（振動子アレイ 3 6）における送信開口および受信開口、重ね合わせる受信データ数や方法などの処理済素子データの生成に関する情報、超音波ビームの焦点位置等を入力するための、入力機能を備えている。

40

これらは、例えば、撮影部位（診察部位）の選択、画質の選択、撮影する超音波画像の深度の選択等によって、入力される。

【 0 0 5 0 】

格納部 3 4 は、制御部 3 0 が超音波診断装置 1 0 の各部の制御を実行するための動作プログラム、送信遅延パターンおよび受信遅延パターン、整相加算処理に関する情報、処理済受信データの生成に関する情報、動作モードに関する情報、さらには、操作部 3 2 から

50

入力されたプローブ12の情報、送信開口および受信開口、焦点位置の情報など、制御部30が超音波診断装置の動作や制御を行うための必要な情報等を格納するものである。

格納部34には、ハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM等の公知の記録媒体を用いることができる。

【0051】

なお、超音波診断装置10において、整相加算部22、データ処理部24、検波処理部40、DSC42、画像処理部44、および表示制御部26等は、CPUと、CPUに各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成される。しかしながら、本発明においては、これらの部位をデジタル回路で構成してもよい。

【0052】

次に、データ処理部24について詳細に説明する。

前述のように、データ処理部24は、モード切替部31により選択された動作モードに応じて、整相加算部22から供給される未処理受信データ、あるいは、受信データ記憶部23に記憶された未処理受信データを取得して、同じ素子(同一ライン)を基準にして整相加算処理(受信フォーカス処理)を行った、2以上の未処理受信データを、各超音波トランスデューサが受信した時間に応じて重ね合わせて、処理済み受信データを生成する部位である。

また、計測モードとシネ再生モードとでは、データ処理部24における処理は、データの取得方法が異なり、重ね合わせ数が異なる以外は、同様の処理であるので、以下の説明では、シネ再生モードにおける処理を説明し、異なる点についてのみ計測モードの場合の処理を説明する。

【0053】

図4に、データ処理部24の構成を、ブロック図で概念的に示す。

図4に示すように、データ処理部24は、処理条件設定部45と、データ取得部47と、遅延時間算出部48と、重ね合わせ処理部49とを有する。

【0054】

処理条件設定部45は、操作部32から入力された指令、あるいは、制御部30による制御に基づいて、シネ再生モードにおいて、重ね合わせ処理部49で重ね合わせる未処理受信データの数を設定する部位である。

ここで、処理条件設定部45は、シネ再生モードにおける重ね合わせ数を、計測モードにおける重ね合わせ数とは独立して設定する。従って、シネ再生モードにおける重ね合わせ処理部49での未処理受信データの重ね合わせ数を、リアルタイム時(計測モード)とは、異なる数にすることができ、重ね合わせ数を変えて画質の異なる超音波画像を生成することができる。

【0055】

例えば、シネ再生モードにおける重ね合わせ数を、計測モードよりも多くすることで、リアルタイム時よりも高画質な超音波画像を得ることができる。

また、例えば、心臓など、撮像画像中の被検体に動きがある場合には、重ね合わせ数を多くすると、適正な重ね合わせを行うことができず画質が低下する場合がある。このような場合には、シネ再生モードにおいて、重ね合わせ数を計測モードよりも少なくすることで、画質の低下を防止することができる。

処理条件設定部45は、設定した重ね合わせ数の情報をデータ取得部47、および、重ね合わせ処理部49に供給する。

【0056】

データ取得部47は、計測モードにおいては、予め設定された重ね合わせ数の情報に基づいて、整相加算部22から重ね合わせを行う未処理受信データを取得する。また、シネ再生モードにおいては、処理条件設定部45から供給された重ね合わせ数の情報に基づいて、受信データ記憶部23から、重ね合わせを行う未処理受信データを読み出す。

データ取得部47は取得した未処理受信データを重ね合わせ処理部49に供給する。

【0057】

10

20

30

40

50

遅延時間算出部 4 8 は、操作部 3 2 から入力された、もしくは、操作部 3 2 から入力されて格納部 3 4 に格納されているプローブ 1 2 (超音波トランスデューサ(素子))、超音波ビームの焦点位置、サンプリングポイントの位置(素子データの出力位置)、プローブ 1 2 の送信開口および受信開口などに関する情報を事前に取得しておく。

また、遅延時間算出部 4 8 は、超音波ビームを送信(生成)するために超音波を発振する送信開口の素子と、被検体からの超音波エコーを受信する受信開口の素子との幾何学的な位置に基づいて、受信開口の素子で受信される超音波エコーすなわち未処理受信データの遅延時間を算出する。

遅延時間算出部 4 8 は、算出した遅延時間の情報を重ね合わせ処理部 4 9 に供給する。

【0058】

重ね合わせ処理部 4 9 は、処理条件設定部 4 5 で設定された重ね合わせ数の情報、および、操作部 3 2 から入力された、もしくは、操作部 3 2 から入力されて格納部 3 4 に格納されている、重ね合わせ処理方法等の素子データ処理に関する情報、さらに、遅延時間算出部 4 8 で算出された、それぞれの未処理受信データに対応する遅延時間に基づいて、2以上の未処理受信データを、受信時間上で、即ち時間を合わせて、重ね合わせて、処理済受信データを生成する。

【0059】

以下に、データ処理部 2 4 で行う未処理受信データの処理について、詳細に説明する。

初めに、超音波プローブ 1 2 において、送信開口すなわち超音波ビームを送信するために超音波を発信する素子(以下、単に送信素子という)から、被検体に超音波ビームを送信し、被検体との間の相互作用によって発生された超音波エコーを、受信開口すなわち超音波エコーの受信を行う素子(以下、単に受信素子という)で受信して、素子データを得る場合において、送信素子からの超音波ビームと受信素子で得られる素子データとの関係について説明する。

【0060】

一例として、図 5 (a) に示すように、3つの素子 5 2 c ~ 5 2 e を送信素子として超音波ビームを送信し、7つの素子 5 2 a ~ 5 2 g を受信素子として超音波エコーを受信する。次いで、図 5 (c) に示すように、1素子分、素子を方位方向に移動(以下、シフトとも言う)して、3つの素子 5 2 d ~ 5 2 f を送信素子として超音波ビームを送信し、7つの素子 5 2 b ~ 5 2 h を受信素子として超音波エコーを受信して、それぞれ、素子データを取得する。

すなわち、図 5 (a) に示す例では、中心素子(中心となる素子)は、素子 5 2 d であり、図 5 (c) に示す例では、中心素子は素子 5 2 e である。

【0061】

この際において、反射点 5 4 を含む検査対象領域に送信する超音波ビーム 5 6 が、焦点 5 8 で収束して、素子間隔以下に絞れている理想的な場合を考える。

図 5 (a) のように、反射点 5 4 の真上(反射点と焦点とを結ぶ直線上)にある素子 5 2 d を中心素子として、送信素子である素子 5 2 c ~ 5 2 e から超音波ビーム 5 6 を送信し、受信素子である素子 5 2 a ~ 5 2 g で超音波エコーを受信して素子データを取得すると、超音波ビーム 5 6 の焦点 5 8 は、中心素子である素子 5 2 d と反射点 5 4 とを結ぶ一直線上にある。この場合、超音波ビーム 5 6 は、反射点 5 4 まで送信されるので、反射点 5 4 から反射される超音波エコーが生成される。

反射点 5 4 からの超音波エコーは、所定角度に広がる受信経路 6 0 を通って受信素子である素子 5 2 a ~ 5 2 g に受信され、素子 5 2 a ~ 5 2 g によって、図 5 (b) に示すような素子データ 6 2 が得られる。なお、図 5 (b) において、縦軸は時間で、横軸は図 5 (a) に一致する方位方向の位置(素子の位置)である(図 5 (d) も同じ)。

【0062】

これに対し、図 5 (c) に示すように、中心素子を 1 素子分、シフトさせた場合には、反射点 5 4 の真上にある素子 5 2 d の隣の素子 5 2 e が、中心素子となる。

素子 5 2 e を中心素子として、送信素子である素子 5 2 d ~ 5 2 f から超音波ビーム 5

10

20

30

40

50

6を送信し、受信素子である素子52b~52hで超音波エコーを受信する。この際に、同様に超音波ビーム56が理想的であれば、超音波ビーム56の送信方向、即ち、中心素子52eと焦点58とを結ぶ直線上に反射点54が存在しない。従って、この超音波ビーム56は、反射点54に送信されない。

そのため、反射点54から反射される超音波エコーは生成されず、受信素子である素子52b~52hは、反射点54からの超音波エコーを受信しないので、図5(d)に示すように、反射点からの反射信号を含まない素子データとなる(素子データの信号強度が『0』になる)。

【0063】

しかしながら、実際の超音波ビームは、図6(a)および図6(c)に示す超音波ビーム64のように、焦点58で収束した後に拡散するので、素子間隔より幅が広い。

ここで、図5(a)と同様に、図6(a)のように、反射点54の真上にある素子52dを中心素子として、素子52c~52eを送信素子として超音波ビーム64を送信した場合には、超音波ビーム56が幅広であっても、その焦点58は、素子52dと反射点54とを結ぶ一直線上にある。従って、超音波ビーム64は、反射点54で反射され、超音波エコーが生成される。

その結果、図5(a)の場合と同様に、反射点54からの超音波エコーは、所定角度に広がる受信経路60を通して受信素子である素子52a~52gに受信され、同様に、図6(b)に示すような真の信号を含む素子データ66(以下、便宜的に、「真の素子データ」、ともいう)が得られる。

【0064】

次いで、図5(c)と同様、図6(c)に示すように、中心素子を1素子分、シフトして、隣の素子52eを中心素子として、素子52d~52fを送信素子として超音波ビーム56を送信し、素子52b~52hを受信素子として超音波エコーを受信する。この場合でも、超音波ビーム64は幅広であるため、その超音波の送信方向、即ち、中心素子である素子52eと焦点58とを結ぶ直線上に反射点54が存在していなくても、超音波ビーム64は、反射点54に送信される(到達する)。

そのため、反射点54から、超音波ビームの送信方向には、本来、存在しない超音波エコー、所謂ゴーストの反射エコーが発生する。この反射点54からのゴーストの反射エコーは、図6(c)に示すように、所定角度に広がる受信経路60を通して受信素子である素子52b~52hに受信される。その結果、素子52b~52hによって、図6(d)に示すようなゴースト信号を含む素子データ68(以下、便宜的に「ゴーストの素子データ」ともいう)が得られることになる。

【0065】

このようなゴーストの素子データ68は、素子データから生成される超音波画像の精度を低下させる原因となる。

これに対して、データ処理部24における処理においては、未処理受信データに対応する遅延時間を算出して、2以上の未処理受信データを、この遅延時間に応じて重ね合わせることで、真の信号を強調して、ゴーストの信号を減衰させた、高精度な受信データである処理済受信データを生成するものである。

【0066】

遅延時間算出部48における遅延時間の算出方法について以下、詳細に説明する。

すなわち、図6(c)に示す超音波ビーム64の伝播距離は、超音波ビーム64が中心素子である素子52eから焦点58を経由して反射点54に至る送信経路と、ゴーストの反射エコーが反射点54から受信素子である素子52b~52hの個々に至る受信経路との和となる。

この図6(c)に示す超音波ビーム64の伝播距離は、図6(a)に示す超音波ビーム64の伝播距離、すなわち、超音波ビーム64が中心素子52dから焦点58を経由して反射点54に至る送信経路と、真の超音波エコーが反射点54から受信素子である素子52a~52gに至る受信経路との和より長くなる。

10

20

30

40

50

そのため、図6(d)に示すようなゴーストの素子データ68は、図6(b)に示すような真の素子データ66に対して、遅延することになる。

【0067】

遅延時間算出部48において、真の信号に対するゴーストの信号の時間差、即ち遅延時間は、音速、送信素子、超音波ビームの焦点、被検体の反射点、および受信素子の幾何学的配置から算出される。

したがって、遅延時間の計算には、プローブ12の形状(素子間隔、リニア、コンベックスなど)、音速、焦点の位置、送信開口、受信開口などの情報が必要である。遅延時間算出部48では、操作部32によって入力された、若しくは格納部34に格納されたこれらの情報を取得して、遅延時間の計算を行う。なお、音速は、固定値(例えば、1540 m/sec)を用いてもよく、あるいは、音速算出部を有する場合には、音速算出部が算出した音速(環境音速)を用いてもよく、あるいは、操作者が入力できるようにしてもよい。

遅延時間は、例えば、送信素子、超音波ビームの焦点、被検体の反射点、および受信素子の幾何学的配置から算出される、送信素子から焦点を経て反射点に至る超音波ビームの送信経路および反射点から受信素子に至る真の反射超音波エコーまたはゴーストの反射信号の受信経路の合計長さ(伝播距離)と、音速によって算出される伝播時間の差から算出することができる。

【0068】

本発明では、例えば、図7(a)および図7(b)に示すようにして、真の超音波エコーとゴーストの反射エコーの場合の超音波ビームの送信経路および受信経路の長さを求めることができる。なお、図7(a)および図7(b)において、x方向は方位方向で、y方向は深度方向である。

また、図7(a)は、図6(a)と同様の超音波の送受信を行い、図7(b)は、図6(c)と同様の超音波の送受信を行うものである。

【0069】

真の超音波エコーの場合、図7(a)(図6(a))に示すように、中心素子である素子52dと、焦点58と、反射点54とは、一直線上に位置している(方位方向の位置が一致している)。すなわち、中心素子52dの真下に、焦点58および反射点54が位置している。

従って、中心素子である素子52dの位置をx-yの2次元座標上の座標(x0, 0)とすると、焦点58および反射点54のx座標も『x0』となる。以下、この送信における焦点58の位置を座標(x0, df)、反射点54の位置を座標(x0, z)とし、さらに、素子の間隔をLeとする。

この際において、中心素子である素子52dから焦点58を経て反射点54に至る超音波ビームの送信経路61の長さ(送信経路距離)Lta、および、反射点54から素子52dに至る真の反射超音波エコーの受信経路60の長さ(受信経路距離)Lraは、Lta = Lra = zによって算出できる。

したがって、真の超音波エコーの場合、超音波エコーの伝播距離Luaは、Lua = Lta + Lra = 2zとなる。

【0070】

次いで、図7(b)に示すように、送信素子および受信素子をx方向(方位方向)に1素子分ずらして(図中右方向にシフトして)、中心素子を素子52eとして送受信を行う。図6(c)で示したように、この場合には、反射点54で反射されるのは、ゴーストの反射エコーとなる。

反射点54は、素子52dの真下(方位方向の同位置)に位置している。従って、図7(b)に示すように、この送受信では、中心素子である素子52eと、反射点54とのx方向の位置は、1素子分すなわちLeだけ、x方向にずれる。

反射点54とx方向の位置が一致する素子52dの座標が(x0, 0)であるので、中心素子である素子52eの座標は(x0 + Le, 0)、この送信における焦点58の座標

10

20

30

40

50

は $(x_0 + L_e, d_f)$ となる。なお、前述のように、反射点 54 の座標は (x_0, z) である。

従って、中心素子である素子 52e から焦点 58 を経て、反射点 54 に至る超音波ビームの送信経路 61 の長さ (送信経路距離) L_{tb} は、 $L_{tb} = d_f + \{(z - d_f)^2 + L_e^2\}$ で算出できる。他方、反射点 54 から、直下 (x 方向 = 方位方向の同位置) の素子 52d に至るゴーストの反射信号の受信経路 60 の長さ (受信経路距離) L_{rb} は、 $L_{rb} = z$ によって算出できる。

したがって、ゴーストの反射エコーの場合の超音波の伝播距離 L_{ub} は、 $L_{ub} = L_{tb} + L_{rb} = d_f + \{(z - d_f)^2 + L_e^2\} + z$ となる。

【0071】

こうして、図 7 (a) に示す幾何学的配置で求めた送信経路 61 の距離 L_{ta} と受信経路 60 の距離 L_{ra} を合計した超音波の伝播距離 L_{ua} を、音速で割った値が、真の超音波エコーの伝播時間となる。また、図 7 (b) に示す幾何学的配置で求めた送信経路 61 の距離 L_{tb} と受信経路 60 の距離 L_{rb} を合計した超音波の伝播距離 L_{ub} を、音速で割った値がゴーストの反射エコーの伝播時間となる。

遅延時間は、反射点 54 と中心素子との x 座標が一致している時の真の超音波エコーの伝播時間から、反射点 54 と中心素子との x 座標を 1 素子間隔ずつずらしたときのゴーストの反射エコーの伝播時間の差から求められる。

なお、図 7 (a) および図 7 (b) の幾何学モデルでは、送信経路 61 が焦点 58 を経由したモデルになっているが、本発明はこれに限定されず、例えば、焦点 58 を経由せずに、直接、反射点 54 に至る経路であっても良い。

【0072】

また、図 7 (a) および図 7 (b) の幾何学モデルはリニアプローブの場合であるが、これに限らず他のプローブにおいても、プローブの形状から同様の幾何学計算を行うことができる。

例えば、コンベックスプローブの場合、プローブの半径と素子間隔の角度から幾何学モデルを設定して、同じように計算することができる。

【0073】

また、ステア送信の場合には、送信角度などの情報を考慮した幾何学モデルを用い、送信素子と反射点との位置関係から、遅延時間を算出することができる。

さらに、幾何学モデルによって遅延時間を算出する方法に限らず、あらかじめ装置の計測条件に合わせて高輝度反射点を計測した計測結果から、計測条件毎に遅延時間を求めておき、その遅延時間を装置内に記憶しておくことで、同じ計測条件の遅延時間を読み出すようにしておいてもよい。

【0074】

図 7 (c) に、真の素子データ 66 およびゴーストの素子データ 68 を示す。

図 7 (c) において、方位方向の中央が、真の素子データ 66、すなわち、中心素子と反射点 54 とで x 方向の位置が一致している送受信によって得られた素子データ (図示例では、素子 52d を中心素子とした素子データ) である。また、中央の両側が、ゴーストの素子データ、すなわち、中心素子と反射点 54 とで x 方向の位置が一致していない送受信によって得られた素子データ (図示例では、素子 52c や素子 52e 等を中心素子とした素子データ) である。

また、図 7 (d) に、上述の幾何学計算から得られた真の素子データ 66 に対する、ゴーストの素子データ 68 の遅延時間の一例を示す。真の素子データ 66 を中心に、ゴーストの信号の素子データ 68 は、 x 方向すなわち方位方向に対称的に時間が遅れることが示されている。

なお、こうして、データ処理部 24 の遅延時間算出部 48 において算出された遅延時間は、整相加算部 22 における遅延補正に用いることもできる。

【0075】

後に詳述するが、本発明においては、或る注目素子を中心素子とする超音波ビームの送

10

20

30

40

50

信（注目素子の送受信）で得られた素子データに対して、この注目素子（中心素子）に対応するラインを基準として整相加算処理を行って得られた未処理受信データと、中心素子が異なる超音波の送受信で得られた素子データに対して、上記注目素子に対応するラインを基準として整相加算処理を行って得られた未処理受信データとを、上記注目素子を基準とした遅延時間に基づいて重ね合わせることで、注目素子の処理済受信データ（第2の受信データ）を生成する。

【0076】

なお、図7（a）において、反射点54は、注目素子の真下（方位方向の同位置/注目素子と焦点とを結ぶ直線上）に位置する或るサンプリングポイントの位置（素子データの出力位置）を示している。本発明では、注目素子の送受信におけるサンプリングポイントへの送受信経路を真の素子データの送受信経路と見なし、中心素子が異なる超音波の送受信（周辺素子からの送受信）における同じサンプリングポイントへの送受信経路をゴーストの送受信経路と見なし、両送信経路の差から、遅延時間を算出して、この遅延時間を用いて未処理受信データの時間を合わせて、重ね合わせを行う。

本発明では、全てのサンプリングポイント（全ての素子データの出力位置）に対応して、同様の考え方で遅延時間を算出して、未処理受信データの重ね合わせを行い、各素子の処理済受信データを生成する。

ここで、実際には、方位方向（x方向）にサンプリングポイント（反射点）の位置をズラしても、受信経路の長さ（受信経路距離 L_{rb} ）は変わらない。従って、各注目素子に関しては、深さ方向（y方向）の各サンプリングポイント毎に、中心素子が異なる送受信による未処理受信データとの遅延時間の算出を行えばよい。

また、この重ね合わせ処理においては、真の信号であるか否かを知っている必要はない。すなわち、反射点の位置を知っている必要はない。

後に、図8（a）～図8（h）を用いて詳述するが、この重ね合わせ処理では、未処理受信データに含まれる信号が真の信号であれば、自動的に強調されて信号が残り、ゴーストの信号であれば信号は打ち消される。すなわち、注目素子のライン上に反射点が存在すれば、遅延時間による処理が一致してこの反射点からの信号が強調され、注目素子以外のライン上の反射点からの信号は、遅延時間による処理が一致せずに、信号が打ち消される。

【0077】

次に、本発明のデータ処理部24の重ね合わせ処理部49においては、こうして遅延時間算出部48において算出された遅延時間を用いて、未処理受信データの重ね合わせ処理を行う。

なお、重ね合わせ処理部49における重ね合わせ処理では、重ね合わせる時の重ね合わせ素子データ数と重ね合わせ処理方法の情報が必要になる。計測モードにおける重ね合わせ数は、予め、操作部32によって入力しておいても良いし、格納部34に格納しておいても良い。また、シネ再生モードにおける重ね合わせ数は、処理条件設定部45によって設定される。

【0078】

以下に、図8（a）～図8（h）を用いて、データ処理部24で行う処理について、詳細に説明する。

図8（a）および図8（e）は、それぞれ重ね合わせを行う未処理受信データを示す概念図であり、図8（b）および図8（f）は、それらの遅延時間を説明するための概念図であり、図8（c）および図8（g）は、未処理受信データの重ね合わせの状態を説明するための概念図であり、図8（d）および図8（h）は、未処理受信データの重ね合わせの結果を説明するための概念図である。

なお、図8（a）～図8（h）に示す例は、重ね合わせ処理部49における重ね合わせ数を5つとした例である。

また、図8（a）、図8（e）に示す未処理受信データは、n番目のライン上に反射点が存在する状態の未処理受信データの概念図である。

【0079】

図8(a)に示すように、 n (n) 番目の未処理受信データに対応する処理済受信データを生成する場合には、データ取得部47は、異なる素子データに対してそれぞれ n 番目のラインを基準に整相加算処理を行って生成した未処理受信データである、5つの未処理受信データ ($n-2$ (n)、 $n-1$ (n)、 n (n)、 $n+1$ (n)、 $n+2$ (n) 番目の未処理受信データ) を、取得して、重ね合わせ処理部49に供給する。

重ね合わせ処理部49は、遅延時間算出部48が算出した遅延時間(図8(b))に基づいて、5つの未処理受信データそれぞれに対して、遅延時間補正を行って重ね合わせて(図8(c))、加算または平均することで n (n) 番目の未処理受信データに対応する処理済受信データを生成する(図8(d))。この処理済受信データは、 n 番目の素子(ライン)に対応する処理済受信データである。

10

【0080】

同様に、 $n-1$ 番目のラインに対応する処理済受信データを生成する場合には、データ取得部47は、 $n-1$ 番目のラインを基準に整相加算処理を行って生成した5つの未処理受信データ(図8(e))を取得して、重ね合わせ処理部49に供給する。

重ね合わせ処理部49は、遅延時間(図8(f))に基づいて、5つの未処理受信データそれぞれに対して、遅延時間補正を行って重ね合わせて(図8(g))、加算または平均することで $n-1$ 番目の処理済受信データを生成する(図8(h))。

【0081】

ここで、図8(a)~図8(d)のように、反射点が存在するライン(n 番目のライン)を基準として整相加算処理を行った未処理素子データに対して、遅延時間補正を行って重ね合わせを行うと、反射点からの信号の位相が一致するので、重ね合わせ処理によって、この反射点からの信号(真の信号)が強調された値(高輝度値)を示す(図8(d))。

20

一方、図8(e)~図8(h)のように、反射点が存在しないライン($n-1$ 番目のライン)を基準として整相加算処理を行った未処理素子データに対して、遅延時間補正を行っても、反射点からの信号(ゴースト信号)の位相は一致しないので、重ね合わせを行うことで、信号が打ち消しあい、小さな値となる(図8(h))。

【0082】

他の素子(ライン)に関しても、それぞれの素子を注目素子として、注目素子のラインを基準として整相加算処理を行った2以上の未処理受信データを読み出して、遅延時間に基づいて重ね合わせ処理を行うことで、真の信号は強調し、ゴースト信号は打ち消して、ゴースト信号の影響を低減することができる。

30

そのため、処理済受信データに検波処理等を行って、超音波画像を生成することにより、ゴーストの影響を無くし、すなわち音線上の全ての点で焦点を結んだのに等しい受信データで超音波画像を生成できるので、高輝度で、鮮鋭性に優れた、高画質な超音波画像を生成することができる。

【0083】

なお、以下の説明では、超音波エコーを受信して得られたデータを遅延時間や素子の位置に基づいて重ね合わせて、ゴースト信号の影響を低減したデータを生成する処理を、マルチライン処理とも言う。

40

【0084】

すなわち、このようなマルチライン処理は、整相加算処理を行う前のデータである素子データを用いて行うこともできる。

しかしながら、前述のとおり、素子データに対してマルチライン処理を行って超音波画像を生成する装置において、シネ再生モードにおいて超音波画像を再生する際に、リアルタイムとは異なる画質の画像を得るためには、素子データを記憶しておく必要があった。しかしながら、素子データは、容量が非常に大きいため、シネ再生のために、多くのフレーム分の素子データを保存することは難しいという問題があった。

また、素子データをマルチライン処理して超音波画像を生成する場合には、多数のマル

50

チライン処理を行う必要がある。そのため、計算時間が多くなり、再生までに時間がかかるという問題があった。

【0085】

これに対して、本発明においては、計測モードで、超音波の送受信を行って取得した素子データに基準となる素子をずらして複数回、整相加算処理を行って複数の未処理受信データを生成し、2以上の未処理受信データを遅延時間に応じて重ね合わせて処理済受信データを生成して、処理済受信データから超音波画像を作成する。その際、受信データ記憶部23が、生成した未処理受信データを記憶する。

その後、シネ再生モードを選択した場合に、データ処理部24は、受信データ記憶部23に記憶された未処理受信データを用いて、処理済受信データを生成して超音波画像を作成する。

10

【0086】

このように、シネ再生モードにおいて超音波画像をリアルタイムとは異なる画質で再生生成するために、計測モードにおいて生成した未処理受信データを記憶する。従って、シネ再生のために保存するデータの量を低減でき、かつ、シネ再生の際の計算時間を短縮できる。

【0087】

本発明において、中心素子とは、送信の開口数（超音波の送信を行う素子数）が奇数の場合には、方位方向の中央の素子である。

他方、開口数が偶数の場合には、方位方向の中央の素子のいずれかを中心素子とし、あるいは、方位方向の真中に素子が有ると仮定して、中心素子とする。すなわち、開口数が偶数の場合には、開口の真中のライン上に焦点が有るものとして計算を行ってもよい。

20

【0088】

なお、重ね合わせ処理部49における重ね合わせ処理方法としては、単に、加算するだけでなく、平均値や中央値をとってもよいし、係数を掛け合わせた上で（重みづけを行って）加算してもよい。なお、平均値や中央値を取ることは、受信データレベルでの平均化フィルタやメディアンフィルタを掛けることに相当すると考えられるが、平均化フィルタやメディアンフィルタの代わりに、通常の画像処理で行われる逆フィルタなども適用してもよい。

あるいは、重ね合わせる各未処理受信データ同士を比較し、類似している場合には最大値、類似していない場合には平均値、分布の偏りがある場合には中間値をとるなど、これに限らず、重ね合わせる各素子データの特徴量に基づいて重ね合わせ処理を変えてもよい。

30

【0089】

また、注目素子の未処理受信データに重ね合わせる未処理受信データの数は、図示例の4つに限定はされず、1つ～3つでもよく、あるいは、5つ以上でもよい。すなわち、注目素子の素子データに重ね合わせる素子データの数は、要求される処理速度（フレームレート等）や画質などに応じて、適宜、設定すればよい。

ここで、注目素子の素子データに重ね合わせる素子データ数は、超音波ビームのビーム幅の広がり程度に合わせた方が望ましい。従って、深さによってビーム幅が変わる場合には、重ね合わせる素子データ数も深さによって変更してもよい。

40

また、ビーム幅は送信開口数に依存することから、送信開口数に応じて重ね合わせる素子データの数を変更してもよい。あるいは、画像の輝度値などの特徴量に基づいて重ね合わせ素子データ数を変更してもよいし、重ね合わせ素子データ数を複数パターンを変えて作成した画像から最適な重ね合わせ素子データ数を選択してもよい。

また、重ね合わせによって生成する処理済受信データは、重ね合わせに用いる未処理受信データのいずれかに対応するものである必要はない。すなわち、生成した処理済受信データは、未処理受信データとは異なる位置（ライン）に対応するデータであってもよい。

例えば、各未処理受信データに対応するラインの中間位置のラインに対応する処理済受信データを生成してもよい。

50

また、処理済受信データを生成するラインの数は、素子データを取得したライン数（超音波の送受信を行ったライン数）と同じであっても良いし、多くても少なくてもよい。

すなわち、例えば、素子データを取得したライン、および、これらのラインの中間位置のラインに対応する処理済受信データを生成することで、超音波の送受信を行ったライン数の2倍のライン数に対応する処理済受信データを生成してもよい。

【0090】

なお、以上のマルチライン処理では、中心素子が異なり、かつ、超音波ビームの送信方向が平行（角度が同一）である、複数の超音波ビームの送信によって得られた素子データから未処理受信データを生成して重ね合わせることにより、注目素子の処理済受信データを生成したが、本発明は、これに限定はされない。

例えば、中心素子を同一として、送信方向（角度）が異なる複数の超音波ビームの送信によって得られた素子データから未処理受信データを生成して重ね合わせることにより、処理済受信データを生成してもよい。この際において、どの方向の音線（ライン）の処理済受信データを生成するかは、診察部位やプローブの種類等に応じてデフォルトで設定されていてもよく、あるいは、操作者が選択するようにしてもよい。

また、中心素子が異なり、平行な超音波ビームの送信で得られた素子データと、中心素子を同一として、送信方向が異なる超音波ビームの送信で得られた素子データとの両方を用いて、処理済素子データを生成してもよい。

【0091】

前述のように、データ処理部24は、生成した処理済素子データを、画像生成部25に送る。

処理済素子データを供給された画像生成部25では、前述のように、検波処理部40が、処理済み受信データに減衰補正および包絡線検波処理を施すことにより、Bモード画像データを生成する。

画像生成部25では、さらに、DSC42が、Bモード画像データを通常のテレビジョン信号の走査方式に対応する画像データにラスタ変換し、画像処理部44で階調処理等の所定の処理を施す。

画像処理部44は、生成したBモード画像データを画像メモリ46に格納し、および/または、表示制御部26に送って、被検体のBモード画像を表示部28に表示する。

【0092】

以下、図9(a)および図9(b)に示すフローチャートを参照して、超音波診断装置10における信号処理方法（本発明の信号処理方法）について、詳細に説明する。

本発明のプログラムは、超音波診断装置10が有するコンピュータに、以下の信号処理方法を実行させるプログラムである。

【0093】

図9(a)に示すように、超音波診断装置10において、計測モードが選択された場合には、まず、制御部30からの指示に応じて、素子データを取得するために、送信部14が、プローブ12（振動子アレイ36）の対応する超音波トランスデューサ（素子）を駆動して（所定の開口数、開口位置で）、被検体に超音波ビームを送信し、被検体で反射された超音波エコーが超音波トランスデューサ（素子）によって受信され、アナログの受信信号が受信部16に出力される。

受信部16は、アナログの受信信号に、増幅等の所定の処理を施して、A/D変換部18に供給する。

A/D変換部18は、受信部16から供給されたアナログの受信信号をA/D変換して、デジタルの受信信号である素子データとする。

素子データは、素子データ記憶部20に記憶される。

【0094】

整相加算部22は、素子データ記憶部20に記憶された素子データを順次、読み出して、1つの素子データごとに、複数のラインで整相加算処理を行う。

具体的には、図3(a)～図3(i)に示すように、例えば、中心素子と、その両隣の

10

20

30

40

50

各 2 つの計 5 つの素子それぞれに対応するラインで、整相加算処理を行って、素子データごとに 5 つの未処理受信データを生成する。

生成した未処理受信データは、データ処理部 2 4 に供給されるとともに、受信データ記憶部 2 3 に記憶される。

【 0 0 9 5 】

データ処理部 2 4 は、供給された未処理受信データの重ね合わせ処理を行って、処理済受信データを生成する。

具体的には、データ処理部 2 4 は、前述の図 8 (a) ~ 図 8 (h) に示すように、例えば、注目素子の素子データに対して注目素子のラインで整相加算して生成した未処理受信データと、注目素子の両隣各 2 つの素子データそれぞれに対して注目素子のラインで整相加算して生成した未処理受信データとを、注目素子に対する遅延時間補正を行って重ね合わせて、注目素子の処理済受信データを生成する。

10

【 0 0 9 6 】

画像生成部 2 5 は、データ処理部 2 4 が生成した所定の複数の素子に対応する処理済受信データを用いて、超音波画像 (B モード画像データ) を生成する。

【 0 0 9 7 】

ここで、図 9 (b) に示すように、計測後、シネ再生モードが選択されると、データ処理部 2 4 は、処理条件設定部 4 5 で設定された重ね合わせ数に応じて、受信データ記憶部 2 3 に記憶された未処理受信データを読み出す。

データ処理部 2 4 の重ね合わせ処理部 4 9 は、読み出した未処理受信データの重ね合わせ処理を行って、処理済受信データを生成する。

20

【 0 0 9 8 】

画像生成部 2 5 は、データ処理部 2 4 が生成した所定の複数の素子に対応する処理済受信データを用いて、超音波画像 (B モード画像データ) を生成する。

【 0 0 9 9 】

以上、本発明の超音波診断装置、信号処理方法およびプログラムに関して詳細に説明したが、本発明は、上述の例に限定はされず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよいのは、もちろんである。

【 符号の説明 】

【 0 1 0 0 】

30

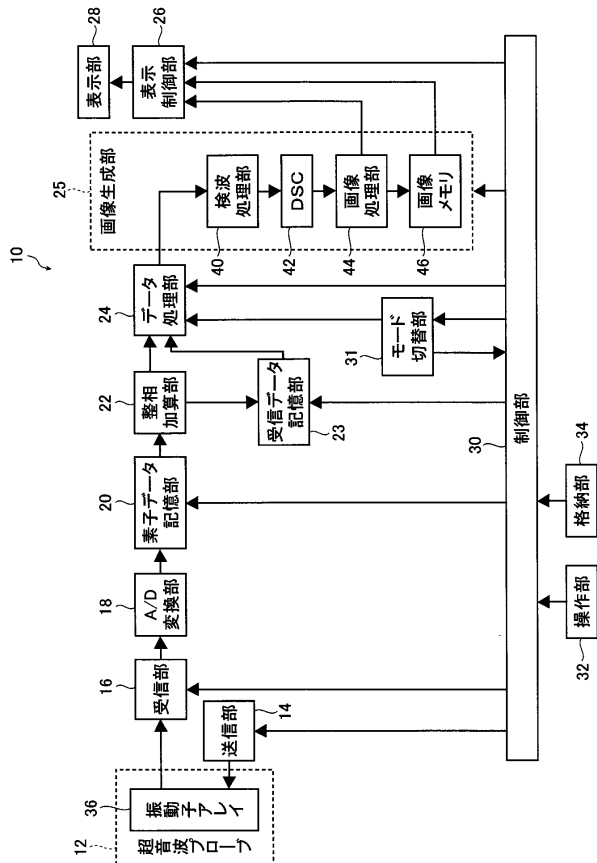
- 1 0 超音波診断装置
- 1 2 (超音波) プローブ
- 1 4 送信部
- 1 6 受信部
- 1 8 A / D 変換部
- 2 0 素子データ記憶部
- 2 2 整相加算部
- 2 3 受信データ記憶部
- 2 4 データ処理部
- 2 5 画像生成部
- 2 6 表示制御部
- 2 8 表示部
- 3 0 制御部
- 3 2 操作部
- 3 4 格納部
- 3 6 振動子アレイ
- 4 0 検波処理部
- 4 2 D S C
- 4 4 画像処理部
- 4 6 画像メモリ

40

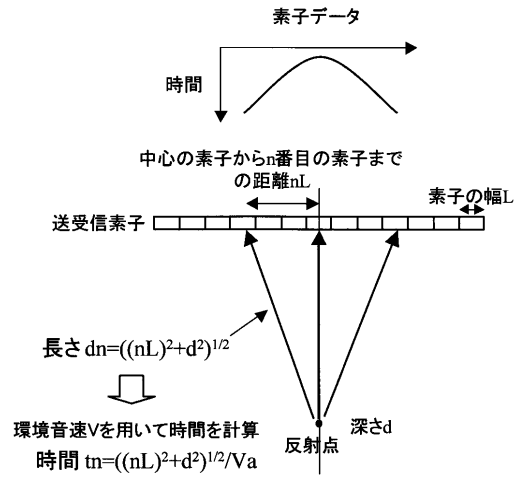
50

- 4 7 データ取得部
- 4 8 遅延時間算出部
- 4 9 重ね合わせ処理部
- 5 2 素子
- 5 4 反射点
- 5 6、6 4 超音波ビーム
- 5 8 焦点
- 6 0 受信経路
- 6 1 送信経路
- 6 2 素子データ
- 6 6 真の素子データ
- 6 8 ゴーストの素子データ

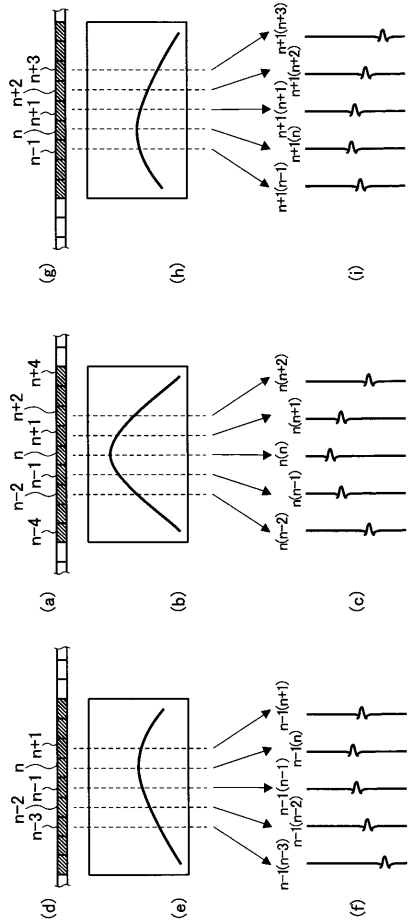
【図1】



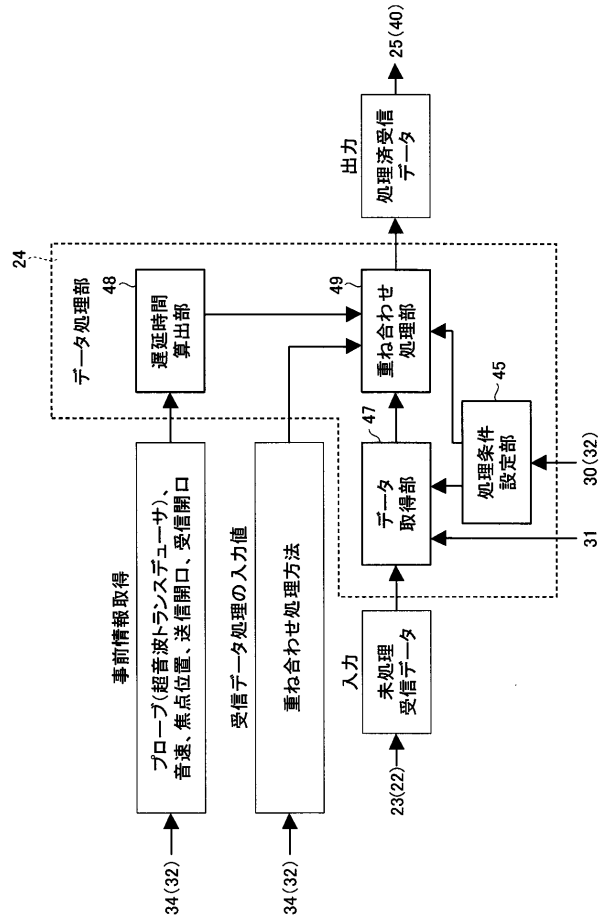
【図2】



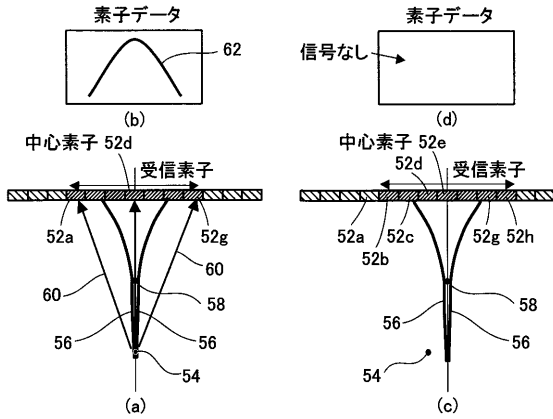
【図3】



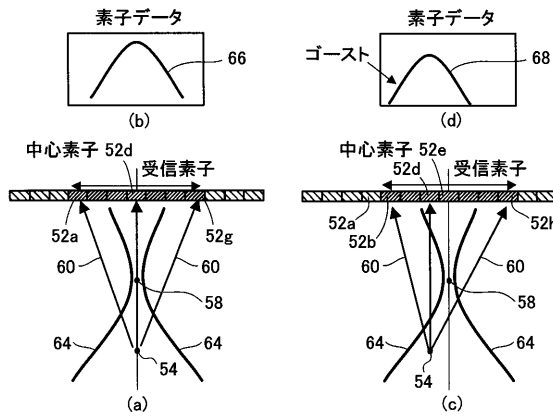
【図4】



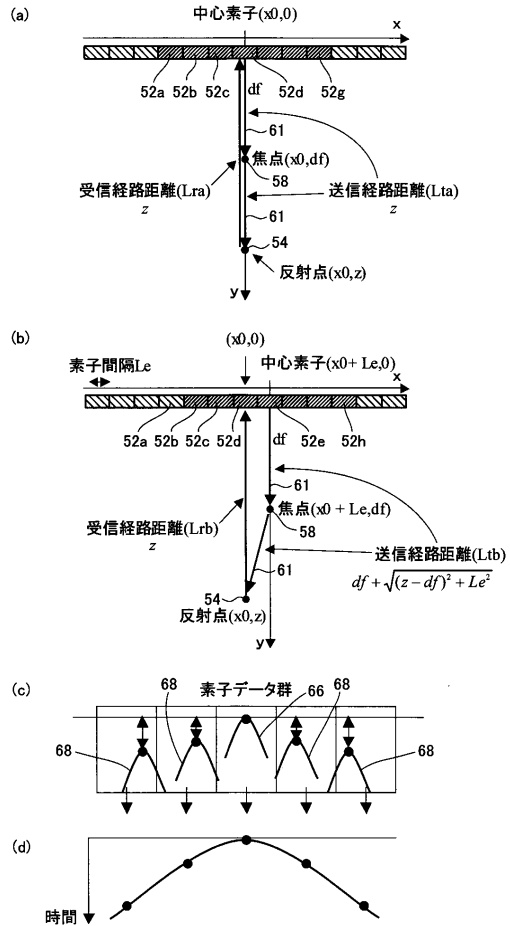
【図5】



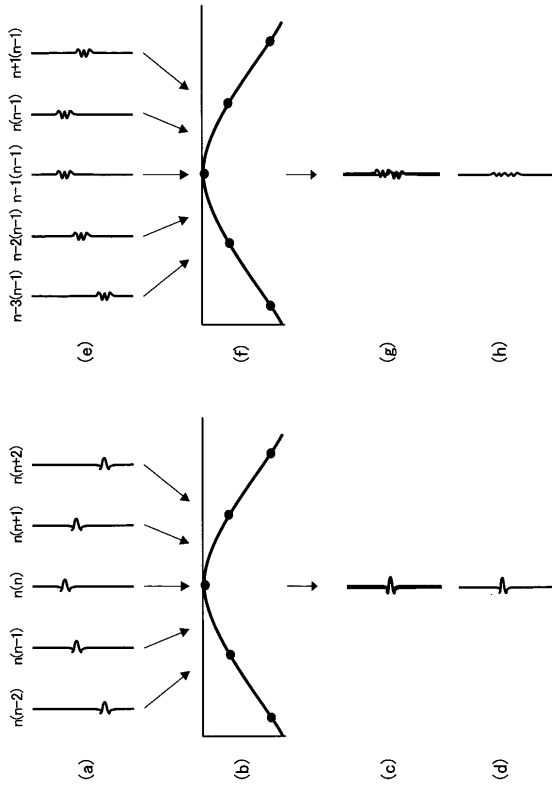
【図6】



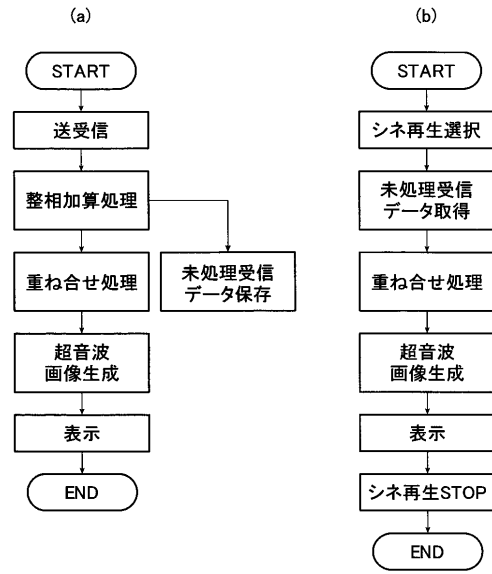
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開2012-011193(JP,A)
特開2014-030715(JP,A)
米国特許出願公開第2012/0004545(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	声波处理装置，声波处理装置的信号处理方法和程序		
公开(公告)号	JP6165089B2	公开(公告)日	2017-07-19
申请号	JP2014062563	申请日	2014-03-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山本拓明		
发明人	山本 拓明		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/4488 A61B8/461 A61B8/469 A61B8/5253 A61B8/54 G01S7/52047 G01S7/52095 G01S15/8915 G10K11/346		
FI分类号	A61B8/14.ZDM A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/EE04 4C601/HH22 4C601/HH24 4C601/LL03 4C601/LL05		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2015181832A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种声波处理装置，信号处理方法以及程序，使得在进行多线处理的装置中，可以减少所存储的数据量，并且可以缩短用于电影再现的计算时间，因此可以获得来自实时图像的不同图像质量的超声图像。声波处理装置具有：定相加法单元，用于使用不同的元件作为参考对每条第一元素数据进行定相加法，以产生多条第一接收数据；接收数据存储单元，用于存储第一接收数据；接收数据产生单元，用于叠加所述两个或更多个第一接收数据以产生第二接收数据；以及处理条件设置单元，用于设置叠加的第一接收数据的数量。在电影院再现模式期间，接收数据产生单元叠加指定数量的第一接收数据以产生第二接收数据。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6165089号 (P6165089)
(45) 発行日 平成29年7月19日(2017.7.19)	(24) 登録日 平成29年6月30日(2017.6.30)	
(51) Int. Cl. A61B 8/14 (2006.01) F I A61B 8/14 ZDM		
請求項の数 12 (全 28 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-62563(P2014-62563)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社	
(22) 出願日 平成26年3月25日(2014.3.25)	東京都港区西麻布2丁目2番30号	
(65) 公開番号 特願2015-181832(P2015-181832A)	(74) 代理人 100080159 弁理士 渡辺 望穂	
(43) 公開日 平成27年10月22日(2015.10.22)	(74) 代理人 100090217 弁理士 三和 晴子	
審査請求日 平成28年2月16日(2016.2.16)	(74) 代理人 100152984 弁理士 伊東 秀明	
	(74) 代理人 100148080 弁理士 三橋 史生	
	(72) 発明者 山本 拓明 神奈川県足柄上郡開成町宮台79-8番地 富士フイルム株式会社内	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 音響波処理装置、音響波処理装置の信号処理方法およびプログラム		