

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3993795号
(P3993795)

(45) 発行日 平成19年10月17日(2007.10.17)

(24) 登録日 平成19年8月3日(2007.8.3)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 5 (全 13 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|-----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2002-189248 (P2002-189248) | (73) 特許権者 | 390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 |
| (22) 出願日 | 平成14年6月28日(2002.6.28) | (74) 代理人 | 100075258 弁理士 吉田 研二 |
| (65) 公開番号 | 特開2004-24737 (P2004-24737A) | (74) 代理人 | 100096976 弁理士 石田 純 |
| (43) 公開日 | 平成16年1月29日(2004.1.29) | (72) 発明者 | 尾形 太 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内 |
| 審査請求日 | 平成17年2月25日(2005.2.25) | (72) 発明者 | 原田 烈光 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内 |
| | | 審査官 | 谷垣 圭二 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波データ処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波の送受信により得られた第1データと第2データをそれぞれ対数変換し、これらを整数表現形式で表されたデータとして出力する対数変換手段と、
前記整数表現形式で出力された各データの表現形式を整数表現形式から指数表現形式に変換する表現形式変換手段と、
前記指数表現形式で出力された各データに基づいてデータ加工を実行し、それにより得られたデータ加工後のデータを出力するデータ加工手段と、
前記データ加工後のデータの表現形式を、指数表現形式から整数表現形式に戻す表現形式逆変換手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記データ加工は、指数表現形式で表された重み付け係数を用いて、前記指数表現形式で出力された各データの少なくとも一方に重み付け係数処理を行うことを含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記整数表現形式は整数フォーマットであり、指数表現形式は、浮動小数フォーマットであり、前記表現変換手段は、整数フォーマットで出力された各データを、それぞれ浮動小数フォーマットの指数部に移すフォーマット変換手段で、前記表現逆変換手段は、浮動小数フォーマットの指数部の前記データ加工後

のデータを整数フォーマットに移すフォーマット逆変換手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

請求項3に記載の超音波診断装置において、前記指数部のビット数は8ビットであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】

超音波の受信により得られたデータを対数変換しこれを整数表現形式で表されたデータとして出力する対数変換工程と、

前記整数表現形式で出力されたデータの表現形式を整数表現形式から指数表現形式に変換する表現形式変換工程と、

前記指数表現形式で出力されたデータに対してデータ加工を行ってそれにより得られたデータ加工後のデータを出力するデータ加工工程と、

前記データ加工後のデータの表現形式を指数表現形式から整数表現形式に戻す表現形式逆変換工程と、

を含むことを特徴とする超音波データ処理方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置および超音波データ処理方法に係り、特に、超音波の受信により得られたデータに加工を施す超音波診断装置および超音波データ処理方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波を生体内に送信し、生体組織からのエコー信号を処理して断層像を得る超音波診断装置においては、超音波を送受波し、電子フォーカス技術により、超音波ビームを形成して解像度の良い断層像を得るようにしている。断層像の解像度の画質は、超音波ビームを集束させるフォーカス領域においてもっとも優れているので、生体内の浅部から深部へかけて解像度の良い断層像を得るには、複数のフォーカス領域を形成する多段フォーカス技術が用いられる。すなわち、超音波を同一方位に複数回送信し、各送信ごとにその超音波ビームの集束するフォーカス領域をそれぞれ異ならせる多段フォーカス送信を行い、受信は、各フォーカス領域ごとのエコー信号について連続的に受信フォーカスをシフトさせながら整相加算を実行するダイナミックフォーカス受信を行う。

【0003】

このようにして、多段フォーカス技術によって、複数のフォーカス領域についてそれぞれ解像度の良い断層像を得ることができる。しかし、このままでは、フォーカス領域のつなぎ目のところで、エコー信号データが不連続となることが起こり、不連続な断層像の集合となってしまう。そこで、隣り合うフォーカス領域は、その境界付近で重なり部分を持つように設定され、重なり部分において、滑らかに断層像を合成することが行われる。すなわち、各フォーカス領域の2つのエコー信号データを1つの信号データに合成する際に、重なり部において重み付けを用いたオーバーラップ加算を行う方法が一般的に用いられる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

超音波診断装置では、エコー信号に対して対数変換が行われる。対数変換は、周知のようにエコー信号の輝度分布と人間の視覚特性との関係から、特に低レベル側のエコー信号のレベルを持ち上げて良好な超音波画像とするために行われるものである。このとき、データの語長(データ量)も8ビット程度に圧縮される。そこで、この対数変換後に十分間引いたデータに対して重み付け処理を行うと、処理すべきデータ量も少なくなりメモリの節約になるが、対数変換後のデータに対して重み付けを線形処理で行うことができなくなってしまう。

【0005】

10

20

30

40

50

すなわち、対数変換前の2つのエコー信号を合成して滑らかに接続された1つのデータとする場合には、重み付け処理が簡単な線形加算で行えるのに対し、仮に対数変換後の2つのデータを単純に線形加算したとしても、先ほどの対数変換前の2つのエコー信号の線形加算の結果と全く異なる結果が得られるだけである。さらにこのように対数変換後のデータに見かけ上線形処理を行って重なり部における2つのデータを合成しても、滑らかに接続されない。このように、従来技術では、対数変換後のデータに対して重み付けを線形処理で行うことができなかった。

【0006】

仮に、対数変換後のデータを一旦逆対数変換してから重み付け処理を行い、その後でまた対数変換するとなると、従来技術では、例えば、新たに逆対数変換と対数変換のROMを追加するか、あるいはテララ展開等の複雑な演算が必要となり、演算時間を要し、新たな演算装置が必要になる。

10

【0007】

また、対数変換前のエコー信号に基づいて重み付け処理を行う場合には、重み付け処理自体は簡単な線形加算で実行できるが、各フォーカス領域ごとのエコー信号データを記憶しておく必要があるが、対数変換後のようにデータが圧縮されておらず、データの語長が大きいために多くのメモリを要し、したがって演算にも時間がかかる。このように、従来技術では、重み付け処理を簡易迅速に行うことが困難であった。

【0008】

本発明の目的は、従来技術の課題を解決し、簡易迅速な方法で超音波の受信により得られたデータに加工を施す超音波診断装置および超音波データ処理方法を提供することである。他の目的は、従来利用されているデータ処理装置を用いて、簡易迅速な方法で超音波の受信により得られたデータに加工を施す超音波診断装置および超音波データ処理方法を提供することである。

20

【0009】

【課題を解決するための手段】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波の送受信により得られた第1データと第2データをそれぞれ対数変換し、これらを整数表現形式で表されたデータとして出力する対数変換手段と、前記整数表現形式で出力された各データの表現形式を整数表現形式から指数表現形式に変換する表現形式変換手段と、前記指数表現形式で出力された各データに基づいてデータ加工を実行し、それにより得られたデータ加工後のデータを出力するデータ加工手段と、前記データ加工後のデータの表現形式を、指数表現形式から整数表現形式に戻す表現形式逆変換手段と、を含むことを特徴とする。

30

【0010】

対数変換後のデータについて、データ量を増やすことなく、重み付け加算を簡単な線形加算で行えるようにするには、対数変換により圧縮されたデータの実質を変えることなく、データの表現形式を対数変換後のものから対数変換前のものに戻せばよい。上記の構成によれば、対数変換後のデータを整数表現形式で出力し、これを指数表現形式に変換するので、データ量が増えることなく、データ表現形式が対数変換後のものから対数変換前のものに戻すことができる。そこで、この対数変換前のものに戻された表現形式のデータについて簡単な線形加算により重み付け加算のデータ加工を実行させることが可能となる。また、データ加工がされたデータの表現形式を再び対数変換後のものに変換するには、表現形式の逆変換を行う。このようにして、データの表現形式の変換、逆変換をおこなうことで、データ加工を簡単な線形加算で行うことが可能となり、簡易迅速な方法で超音波の受信により得られたデータに加工を施すことができる。

40

【0011】

望ましくは、前記データ加工は、指数表現形式で表された重み付け係数を用いて、前記指数表現形式で出力された各データの少なくとも一方に重み付け係数処理を行うことを含むことがよい。この構成により、重み付け係数のデータ表現形式と、重み付け処理の対象となる各データの表現形式が同じなので、重み付け処理が容易に行うことができる。

50

【0012】

望ましくは、前記整数表現形式は整数フォーマットであり、指数表現形式は、浮動小数フォーマットであり、前記表現変換手段は、整数フォーマットで出力された各データを、それぞれ浮動小数フォーマットの指数部に移すフォーマット変換手段で、前記表現逆変換手段は、浮動小数フォーマットの指数部の前記データ加工後のデータを整数フォーマットに移すフォーマット逆変換手段であることがよい。

【0013】

ここで、整数フォーマットとは、固定小数フォーマットのうち整数を扱う際のデータ表現形式であり、浮動小数フォーマットとは、実数を扱うために符号部、指数部および仮数部を有するデータ表現形式である。浮動小数フォーマットの代表例としては、IEEE浮動小数フォーマットをあげることができ、このフォーマットを用いてデータ処理を行うことができるDSP（デジタルシグナルプロセッサ）等が実用化されている。したがって、上記構成によれば、従来利用されているデータ処理装置を用いて、簡易迅速な方法で超音波の受信により得られたデータに加工を施すことができる。

10

【0014】

望ましくは、前記指数部のビット数は8ビットであることがよい。したがって、前記フォーマット変換手段は、整数フォーマットで出力された8ビットの各データをそれぞれ浮動小数フォーマットの指数部のデータとして用いるフォーマット変換手段で、前記表現逆変換手段は、浮動小数フォーマットの指数部における前記データ加工後の8ビットのデータを整数フォーマットのデータとして用いるフォーマット逆変換手段であることが好ましい

20

【0015】

代表的な浮動小数フォーマットである32ビットIEEE浮動小数フォーマットの指数部は8ビットである。そして、この8ビットのデータで、 2^{-127} から 2^{128} の間の指数データを表現している。超音波診断装置の画像処理では、0から255の間のデータを8ビットとして用いることとなる。上記構成により、整数フォーマットで出力されたデータを、IEEE浮動小数フォーマットの指数部の実質的なデータ量に適合させることができる。

【0016】

また、本発明に係る超音波データ処理方法は、超音波の受信により得られたデータを対数変換しこれを整数表現形式で表されたデータとして出力する対数変換工程と、前記整数表現形式で出力されたデータの表現形式を整数表現形式から指数表現形式に変換する表現形式変換工程と、前記指数表現形式で出力されたデータに対してデータ加工を行ってそれにより得られたデータ加工後のデータを出力するデータ加工工程と、前記データ加工後のデータの表現形式を指数表現形式から整数表現形式に戻す表現形式逆変換工程と、を含むことを特徴とする。

30

【0017】

【発明の実施の形態】

以下に図面を用いて、本発明に係る実施の形態につき詳細に説明する。最初に、本発明に係るデータの表現形式の変換と逆変換がどのようにして行われるかを説明する。すなわち、本発明に係る超音波診断装置では、対数変換後のデータについて、データ量を増やすことなく、重み付け加算を簡単な線形加算で行えるようにするため、データの表現形式の変換により、対数変換により圧縮されたデータの実質を変えずに、データの表現形式を対数変換後のものから対数変換前のものに戻している。以下に、データの指数表現形式として代表的な32ビットのIEEE浮動小数フォーマットを用い、整数表現形式としては、ビット数を合わせて、32ビットの整数フォーマットを用いて場合について説明する。これ以外のビット数のフォーマットでもよい。IEEE浮動小数フォーマット以外の指数フォーマットでもよい。

40

【0018】

図1は、32ビットの整数フォーマット40を示す。ここで整数フォーマットとは、浮動小数フォーマットに対応して固定小数フォーマットと呼ばれるデータの表現形式で、32

50

ビットの $b_{31} \sim b_0$ に 0 または 1 を置くことで、整数のデータを表現する表現形式である。上記のように、エコー信号を対数変換した後の対数変換データ $X(i)$ は、人間の視覚特性から識別できる画像諧調に適合して、0 から 255 の値、すなわち 8 ビットのデータで表すことができる。したがって、32 ビットの $b_{31} \sim b_0$ のうち、下位 8 ビット部分 42 の $b_7 \sim b_0$ を用いて 0 から 255 の値を表し、残りの $b_{31} \sim b_8$ には 0 を入れることで、対数変換データ $X(i)$ を整数フォーマット 40 で表現できる。

【0019】

図 2 に、32 ビットの IEEE 浮動小数フォーマット 50 を示す。この浮動小数フォーマットにおいては、最上位ビット b_{31} は符号ビット S 、次の上位 8 ビット部分 52 の $b_{30} \sim b_{23}$ は指数部 E 、下位の 23 ビット $b_{22} \sim b_0$ は仮数部 M である。この 32 ビット浮動

10

【数 1】

$$D = (-1)^S * M * 2^{E-127} \quad \dots (1)$$

仮数部の値 M は、 $b_{22} \sim b_0$ の値をそれぞれ $m_{22} \sim m_0$ として、式 (2) で示される。

【数 2】

$$M = 1 + m_{22} * 2^{-1} + m_{21} * 2^{-2} + \dots + m_0 * 2^{-23} \quad \dots (2)$$

【0020】

例えば、符号ビット S を 0 とし、 $m_{22} \sim m_0$ をすべて 0 と置いて $M = 1$ とすれば、32 ビット浮動小数フォーマットで表される値は、式 (1) により、 $D = 2^{E-127}$ となること

20

【0021】

ここで、指数部 E のデータとして 0 ~ 255 を入れると、浮動小数フォーマット 50 によって $2^{-127} \sim 2^{128}$ が表現できる。このことを図 1 の整数フォーマット 40 で表現された対数変換後のデータ 0 ~ 255 と比較して考えると、整数フォーマット 40 の下位 8 ビット部分 42 で表現されたデータ 0 ~ 255 を、データの表現形式を浮動小数フォーマットに変換して指数部の 8 ビット部分 52 へ 0 ~ 255 として移すことで、 $2^{-127} \sim 2^{128}$ が表現できることになる。すなわち、データ量を 8 ビットのままで増やすことなく、整数表現形式で表現されたデータ 0 ~ 255 を、指数表現形式で表現されたデータ $2^{-127} \sim 2^{128}$ に変換できる。

30

【0022】

整数フォーマット 40 の下位 8 ビット部分 42 で表現されたデータ 0 ~ 255 は、上記のようにエコー信号を対数変換した後のデータを整数表現形式で表したものである。したがって、そのデータの表現形式を整数表現形式から指数表現形式に変換することは、データ表現形式を対数変換後のものから対数変換前のものに戻すことを意味する。このようにして、エコー信号のデータ表現形式が、対数変換前のものに戻されるので、その戻されたデータ表現形式の下で、そのデータに対する重み付け加算のデータ加工が、簡単な線形加算により実行させることができるようになる。

【0023】

図 3 は、整数フォーマット 40 の下位 8 ビット部分 42 における 0 ~ 256 の整数データを浮動小数フォーマット 50 における指数部の 8 ビット部分 52 にそのままシフトすることで、 $2^{-127} \sim 2^{128}$ の指数表現形式に変換する様子を説明する図である。

40

【0024】

例えば、いまエコー信号の対数変換データについて $X(i) = 64$ とすると、 $X(i)$ は整数フォーマットで、01000000 で表される。この 01000000 の値を、浮動小数フォーマット 50 における指数部の 8 ビット部分 52 の $b_{30} \sim b_{23}$ にそのまま用いる。例えば左にビットシフトさせる。このとき、式 (1) から、 $D = 2^{-63}$ となり、 $X(i)$ が指数表現形式に変換されたことになる。このようにして、対数変換後のデータについて、データ量を増やすことなく、データ表現形式を対数変換前のものに戻すことができる

50

。

【 0 0 2 5 】

対数変換後のデータについて、データ表現形式を対数変換前のものに戻したのち、そのデータ表現形式のもとで、重み付け加算のデータ加工を行う。データ加工後のデータについて再び対数変換後のデータ形式にするには、上記の逆変換、すなわち浮動小数フォーマットから整数フォーマットに逆変換すればよい。

【 0 0 2 6 】

図 4 は、浮動小数フォーマット 5 0 における指数部の 8 ビット部分 5 2 の値である 0 ~ 2 5 5 を、整数フォーマット 4 0 の下位 8 ビット部分 4 2 にそのままシフトすることで、データ加工後のデータを整数表現形式の 0 ~ 2 5 6 に逆変換する様子を説明する図である。

10

【 0 0 2 7 】

例えば、データ加工後のデータの指数部分のデータが $D = 2^{-63}$ とすると、指数部 E の 8 ビット部分 5 2 は、0 1 0 0 0 0 0 0 と表される。この 0 1 0 0 0 0 0 0 の値を、整数フォーマットの下位 8 ビット部分 4 2 の $b_7 \sim b_0$ にそのまま用いる。たとえば右にビットシフトさせる。このようにして、データ加工後のデータの表現形式を対数変換後のものに再変換できる。

【 0 0 2 8 】

次に、上記データ表現形式の変換および逆変換の原理を用いて、超音波の送受信により得られたデータの加工を簡単な線形加算で行うことのできる、超音波診断装置 6 0 について説明する。図 5 は、超音波診断装置 6 0 のブロック図である。

20

【 0 0 2 9 】

超音波探触子 6 2 は、図示されていないアレイ振動子を有しており、そのアレイ振動子は複数の振動素子によって構成される。そのアレイ振動子を利用して超音波ビームが形成され、その超音波ビームを走査することで公知の走査面が形成される。

【 0 0 3 0 】

送信ビームフォーマー 6 4 は、システム制御部 6 6 の制御の下で、アレイ振動子を構成する各振動素子ごとに遅延された送信信号を供給する回路である。振動素子ごとの遅延量は、送波される超音波がフォーカス領域に集束してビームを形成するように制御される。そして、超音波を同一方位に複数回送信し、各送信ごとにその超音波ビームの集束するフォーカス領域をそれぞれ異ならせる多段フォーカス送信を行う機能を有する。隣り合うフォーカス領域の設定については、その境界において相互に重なり合う重なり部を有するように制御される。

30

【 0 0 3 1 】

受信ビームフォーマー 6 8 は、システム制御部 6 6 の制御の下で、アレイ振動子を構成する各振動素子から受信したエコー信号の整相加算を行い、受信ビームを形成する回路である。すなわち、多段フォーカス送信された各フォーカス領域ごとのエコー信号について連続的に受信フォーカスをシフトさせながら整相加算を実行する機能を有する。

【 0 0 3 2 】

受信ビームフォーマー 6 8 の出力はビーム処理部 7 0 に入力される。ビーム処理部 7 0 は、システム制御部 6 6 の制御の下で、入力された整相加算後の信号に対し各種の信号処理を行う回路で、異なるフォーカス領域の間の重なり部において信号データが滑らかに接続されるよう処理を行う機能を有する。ビーム処理部 7 0 の詳細は後述する。

40

【 0 0 3 3 】

ビーム処理部 7 0 の出力は画像処理部 7 2 に入力される。画像処理部 7 2 は、システム制御部 6 6 の制御の下で、座標変換やデータ補間の機能を有する回路で、いわゆるデジタルスキャンコンバータ (D S C) によって構成することができる。

【 0 0 3 4 】

画像処理部 7 2 の出力は表示器 7 4 に入力される。表示器 7 4 は、ディスプレイにより構成され、表示画面上に例えば B モード画像、M モード画像、カラードプラ画像等が表示される。

50

【 0 0 3 5 】

図 6 は、ビーム処理部 7 0 の内部ブロック図である。受信ビームフォーマー 6 8 から入力された信号は、ビーム処理部 7 0 において、検波回路 8 0、対数変換器 8 2、入力バッファ 8 4、信号データに対するデータ加工に関する各種演算を行う演算器 8 6、出力バッファ 8 8 を経由して、画像処理部 7 2 に出力される。演算器 8 6 の演算処理を含め、ビーム処理部 7 0 内部の各構成要素は制御回路 9 0 により制御される。

【 0 0 3 6 】

検波回路 8 0 は、受信ビームフォーマー 6 8 から入力された整相加算後の信号に対し、包絡振幅を検波する回路である。

【 0 0 3 7 】

対数変換器 8 2 は、検波後の信号を対数変換する回路である。上述のように、信号を対数変換することで、特に低レベル側の信号のレベルを持ち上げて良好な超音波画像を得ることができる。また、対数変換により、信号のレベルをあらゆるデータの大きさが、人間の視覚特性にほぼ適合した 2 5 6 階調 (8 ビット) 程度に圧縮される。

【 0 0 3 8 】

入力バッファ 8 4 は、対数変換後の各信号データを整数フォーマットの表現形式で記憶するメモリで、例えば図 1 で詳述したように、データ表現形式が 3 2 ビットの整数フォーマットのラインメモリを用いることができる。ラインメモリは、異なるフォーカス領域の間における重なり部のデータ加工ができる程度の信号データを保持するメモリ容量を有し、データ加工処理にしたがって、必要な信号データが制御回路 9 0 の制御の下で読み出されて演算器 8 6 に出力される。

【 0 0 3 9 】

演算器 8 6 は、制御回路 9 0 の制御の下で、入力バッファ 8 4 から読み出された信号データを処理するプロセッサで、例えば図 2 で詳述したように、データ表現形式が 3 2 ビットの IEEE 浮動小数フォーマットでデータ処理を行うことのできる DSP を用いることができる。

【 0 0 4 0 】

演算器 8 6 は、フォーマット変換部 9 2、データ加工部 9 4、フォーマット逆変換部 9 6 を含む。

【 0 0 4 1 】

フォーマット変換部 9 2 は、図 3 で詳述したところのフォーマット変換処理を実行する機能を有するフォーマット変換手段である。すなわち、入力バッファ 8 4 から読み出された対数変換後の各データのデータ表現形式を、整数フォーマットから浮動小数フォーマットにフォーマット変換する処理を実行する機能を有する。この機能により、対数変換後のデータについて、データ量を増やすことなく、データ表現形式を対数変換前のものに戻すことができる。

【 0 0 4 2 】

データ加工部 9 4 は、データ表現形式が対数変換前のものに戻された各データに基づいてデータ加工を行い、得られたデータをデータ加工後のデータとして出力するデータ加工処理を実行する機能を有するデータ加工手段である。例えば、2 つのデータ間で重み付け加算を実行する機能を有する。すなわち、いま、2 つのデータをそれぞれ $A(i)$ 、 $B(i)$ とし、 $A(i)$ に対する重み付け係数を (i) 、 $B(i)$ に対する重み付け係数を (i) とし、式 (3) の演算を実行する機能を有する。

【 数 3 】

$$C(i) = (i) * A(i) + (i) * B(i) \quad \dots (3)$$

このように、データ表現形式が対数変換前のものに戻されているので、データ加工が簡単な線形加算で実行することができる。

【 0 0 4 3 】

フォーマット逆変換部 9 6 は、図 4 で詳述したところのフォーマット逆変換処理を実行する機能を有するフォーマット逆変換手段である。すなわち、浮動小数フォーマットで表現

10

20

30

40

50

された加工データの表現形式を、浮動小数フォーマットから整数フォーマットにフォーマット逆変換する処理を実行する機能を有する。これにより、加工データを再び対数変換後のデータ表現形式に再変換することができる。

【0044】

演算器86によりデータ加工され、対数変換後のデータ表現形式に再変換された結果は、出力バッファ88に入力される。出力バッファ88は、後続する画像処理部72へ出力するためにデータを記憶するメモリである。

【0045】

次に、実施の形態に係る構成の動作について説明する。送信ビームフォーマー64により多段フォーカス送信が行われ、受信ビームフォーマー68により各フォーカス領域ごとのエコー信号について整相加算するダイナミックフォーカス受信が行われる。図7は、多段フォーカス技術の一例として、2段フォーカス技術を用いるときの走査画面10上における超音波ビーム12のフォーカス領域14, 16を説明する図である。この例では、浅部の第1フォーカス領域14と深部の第2フォーカス領域16とがその境界付近の重なり部18で重なり合うようにして、超音波が2回送受信される。

10

【0046】

受信ビームフォーマー68から出力される各エコー信号のデータは、ビーム処理部70において検波後、対数変換器82により対数変換処理が行われ、各データ量は8ビット程度に圧縮される。図8は、対数変換後のフォーカス領域が異なる2つのエコー信号の様子を模式的に示す図で、(a)には浅部の第1フォーカス領域14を有する第1エコー信号20を示し、(b)には深部の第2フォーカス領域16を有する第2エコー信号22を示した。図の横軸には深さ*i*を取り、縦軸には、エコー信号の輝度を対数目盛で示した。以後、この対数変換後の第1エコー信号と第2エコー信号に基づいて、重なり部18におけるデータ加工について説明する。

20

【0047】

対数変換後の各データは、整数フォーマットの表現形式で、入力バッファ84に格納される。つぎに、図3に詳述したように、同じ深さ*i*における第1エコー信号のデータと第2エコー信号のデータが読み出され、フォーマット変換部92により、整数フォーマットから、浮動小数フォーマットに表現形式が変換され、対数変換後のデータについて、データ量を増やすことなく、データ表現形式が対数変換前のものに戻される。

30

【0048】

つぎに、データ表現形式を対数変換前のものに戻された2つのデータについて、データ加工部94により、式(3)の重み付け加算が線形加算により行われる。重み付け加算に用いられる重み付け係数は深さ*i*の関数である。その例を図9に、横軸に深さ*i*、縦軸に重み付け係数(*i*), (*i*)の値をとって示した。図に示すように、重み付け係数(*i*), (*i*)は、フォーカス領域の重なり部18において、その値が1から0の間で変化する。このような重み付け係数を用いることで、データ加工後のデータC(*i*)は、フォーカス領域の重なり部18において、データA(*i*)とB(*i*)の重み付け平均値とすることができる。したがって、重なり部18において加工データC(*i*)を用い、重なり部18の外の浅い深さではデータA(*i*)を、深い深さではデータB(*i*)を用いることで、A(*i*)とB(*i*)とを滑らかに接続することができる。

40

【0049】

次に、データ加工後のデータC(*i*)は、フォーマット逆変換部96により、データの表現形式を、浮動小数フォーマットから整数フォーマットへフォーマット逆変換され、データ加工後のデータは、再び対数変換後のデータ表現形式に逆変換される。その結果は出力バッファ88に記憶され、画像処理部72に出力されて画像処理されて表示器74には、フォーカス領域間で不連続が目立たない滑らかな画像が表示される。

【0050】

このようにして、データ表現形式の変換および逆変換の原理を用いて、超音波の送受信により得られたデータの加工を簡単な線形加算で行うことができる。データ表現形式の変換

50

および逆変換は、データ量を増やすことなく、データ表現形式間のデータのビットシフト等により行うことができ、データ処理が容易である。また、データ表現形式の変換、逆変換には、従来利用されているIEEE浮動小数フォーマットと整数フォーマットを用いることができる。

【0051】

上記の説明において、データの指数表現形式として、32ビットIEEE浮動小数フォーマットを用いたが、これ以外のビット数の浮動小数フォーマットでも良く、指数部のみからなる指数表現フォーマットでもよい。また、指数部が8ビットでなくてもよく、指数部の表現形式が 2^{E-127} 以外の表現形式、例えば 2^E 等の形式でもよい。

【0052】

また、データ加工は、2つのデータに基づいて行う場合について説明したが、例えば、1つの対数変換後のデータについて走査面上の深さに応じた重み付け等を行う場合にも本発明が適用できる。

【0053】

【発明の効果】

本発明に係る超音波診断装置および超音波データ処理方法によれば、簡便な方法で超音波の受信により得られたデータに加工を施すことができる。本発明に係る超音波診断装置および超音波データ処理方法によれば、超音波の受信により得られたデータに迅速に加工を施すことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 32ビットの整数フォーマットの例を示す図である。

【図2】 指数フォーマットの例として32ビットのIEEE浮動小数フォーマットを示す図である。

【図3】 本発明の基礎となる、フォーマット変換の説明図である。

【図4】 本発明の基礎となる、フォーマット逆変換の説明図である。

【図5】 超音波診断装置のブロック図である。

【図6】 本発明に係る実施の形態の超音波装置におけるビーム処理部の内部ブロック図である。

【図7】 多段フォーカス技術における走査画面上における超音波ビームの複数のフォーカス領域を説明する図である。

【図8】 (a)は、浅部の第1フォーカス領域を有する第1エコー信号を、(b)は、深部の第2フォーカス領域を有する第2エコー信号を示す図である。

【図9】 重み付け係数と深さの関係の例を示す図である。

【符号の説明】

40 整数フォーマット、42 下位8ビット、50 指数フォーマット、52 指数部の8ビット部分、60 超音波診断装置、62 超音波探触子、64 送信ビームフォーマー、66 システム制御部、68 受信ビームフォーマー、70 ビーム処理部、82 対数変換器、84 入力バッファ(整数フォーマット形式)、86 演算器、90 制御回路、92 フォーマット変換部、94 データ加工部、96 フォーマット逆変換部。

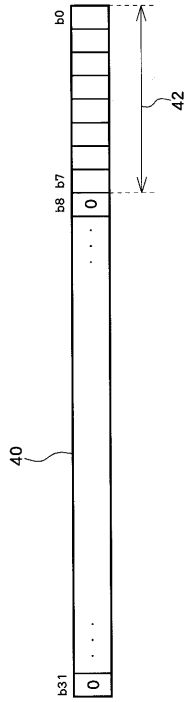
10

20

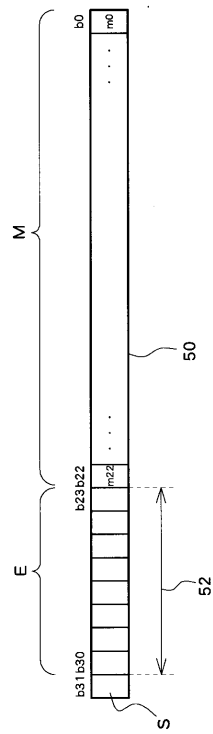
30

40

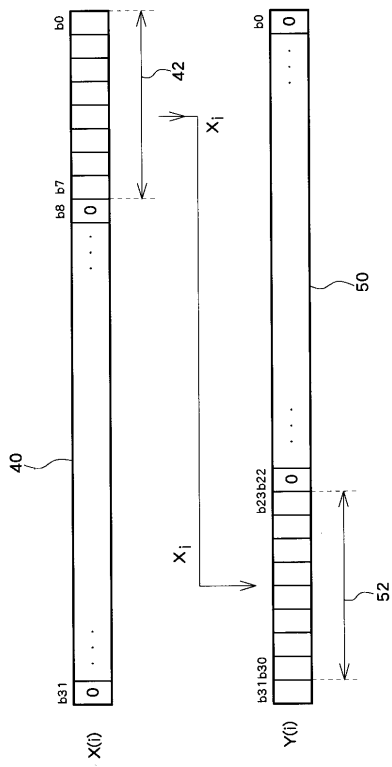
【 図 1 】



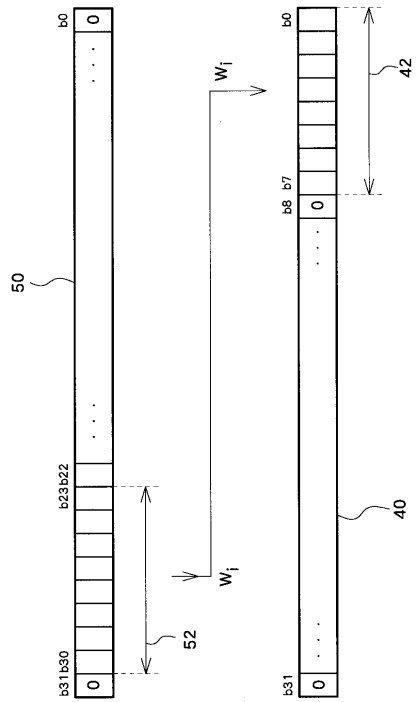
【 図 2 】



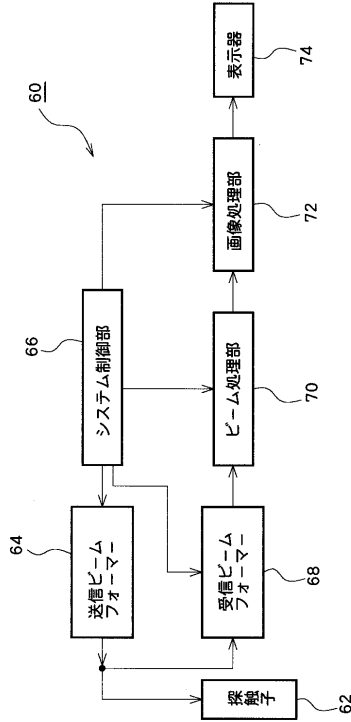
【 図 3 】



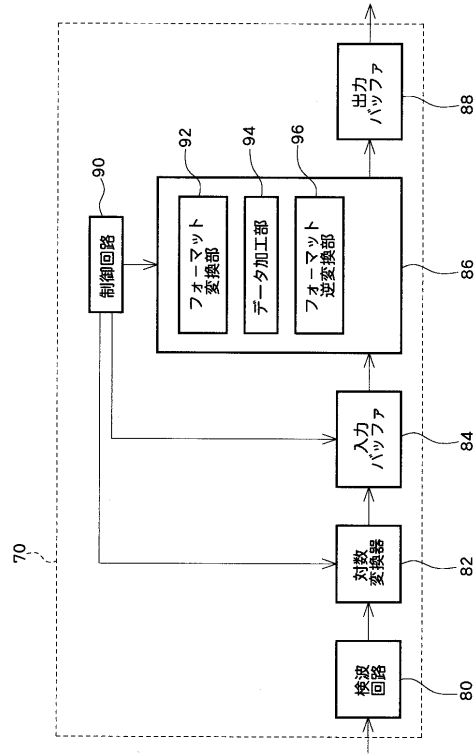
【 図 4 】



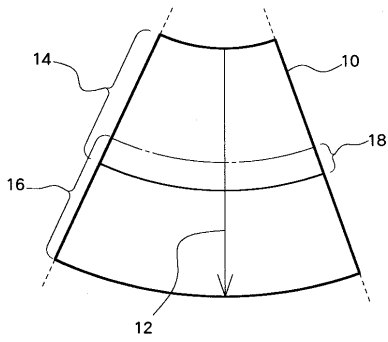
【 図 5 】



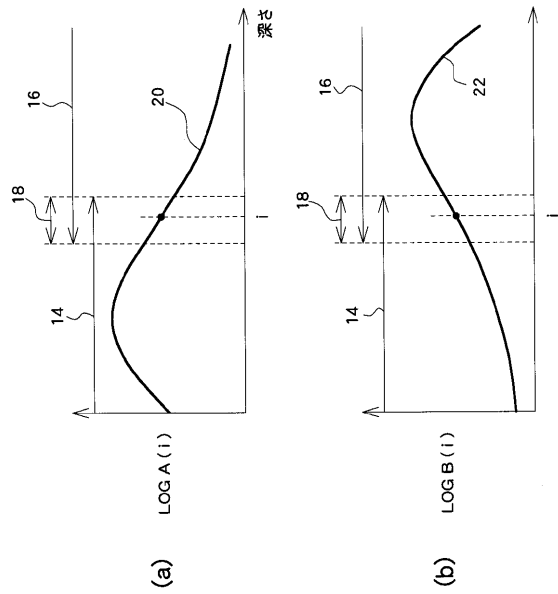
【 図 6 】



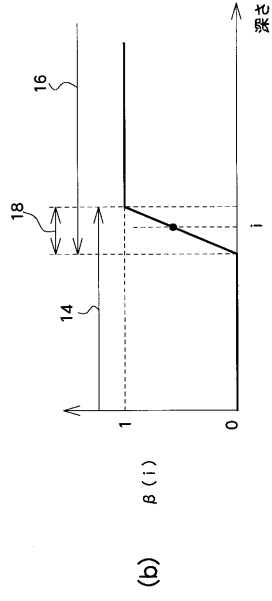
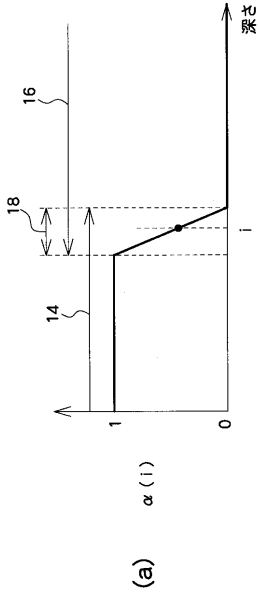
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平08 - 173420 (JP, A)
特表平08 - 504046 (JP, A)
特開平09 - 034693 (JP, A)
特表2003 - 534032 (JP, A)
特開2001 - 331812 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)
A61B8/00-8/14

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声诊断设备和超声数据处理方法 | | |
| 公开(公告)号 | JP3993795B2 | 公开(公告)日 | 2007-10-17 |
| 申请号 | JP2002189248 | 申请日 | 2002-06-28 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 日立阿洛卡医疗株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 阿洛卡有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 阿洛卡有限公司 | | |
| [标]发明人 | 尾形太 原田烈光 | | |
| 发明人 | 尾形 太 原田 烈光 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| FI分类号 | A61B8/00 | | |
| F-TERM分类号 | 4C301/EE10 4C301/EE15 4C301/HH39 4C301/JB02 4C301/JB11 4C301/JB29 4C301/JB32 4C301/JB44 4C301/JB50 4C301/JC13 4C601/EE07 4C601/EE12 4C601/JB01 4C601/JB08 4C601/JB11 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JB60 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/LL31 | | |
| 代理人(译) | 吉田健治 石田 纯 | | |
| 其他公开文献 | JP2004024737A JP2004024737A5 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：使得可以通过超声波诊断装置中的简单方法处理通过超声波接收获得的数据。 解决方案：对数变换后的数据存储于整数格式40的低8位部分42中，并且其数据 X_i 按原样移位到浮点格式50的指数部分的8位部分52到。这样，可以将数据表示格式返回到对数转换之前的格式，而不增加对数变换数据的数据量。可以通过数据表示格式下的简单线性加法来执行加权相加的数据处理。为了在数据处理之后将数据再次在对数转换之后转换为数据格式，执行从浮点格式到整数格式的逆转换。 点域

【 图 4 】

