

(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2005-334300

(P2005-334300A)

(43) 公開日 平成17年12月8日(2005.12.8)

(51) Int. Cl.⁷
A61B 8/00

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 3 O L (全 5 頁)

(21) 出願番号 特願2004-157054 (P2004-157054)
(22) 出願日 平成16年5月27日(2004.5.27)

(71) 出願人 390029791
アロカ株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 100075258
弁理士 吉田 研二
(74) 代理人 100096976
弁理士 石田 純
(72) 発明者 南島 守
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
カ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE02 GB03 GB20 HH28 JB11
JB19 JB45

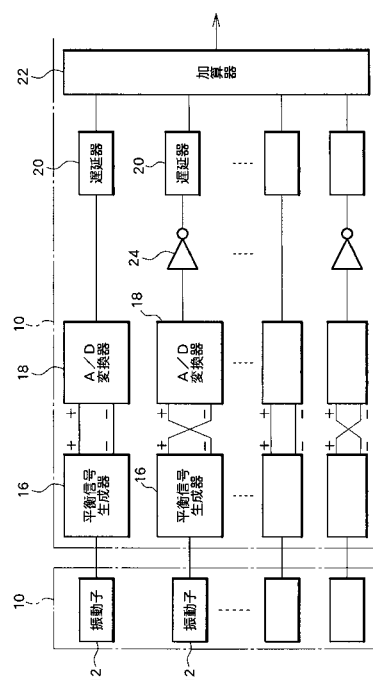
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波診断装置の受信部において、受信したアナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換器により生じるオフセットの影響を減少させる。

【解決手段】 超音波振動子12が受信した受信信号を処理する際に、半数のチャンネルにおいてA/D変換器18の前後それぞれにおいて信号の正負を反転させる。A/D変換器の以前においては、平衡信号生成器16の平衡出力信号の正負を入れ替えてA/D変換器に入力する。さらに、A/D変換器の出力をインバータ24で反転させる。2度、反転を行うことにより受信信号は元の信号に戻る。一方、A/D変換器で発生したオフセットは、インバータ24で1度反転されるのみなので、反転を行う場合と、反転を行わない場合とで相殺される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体内に送信された超音波を受信し、受信信号に基づき超音波画像を得る超音波診断装置であって、

複数チャンネルの受信信号ごとに、アナログ信号をデジタル信号に変換するアナログデジタル変換手段と、

前記アナログデジタル変換を行う前に、前記複数チャンネルの半数の受信信号に対し、正負を反転させるアナログ反転手段と、

前記アナログ反転手段により受信信号の正負を反転させたチャンネルの受信信号に対し、前記アナログデジタル変換を行った後に正負を反転させるデジタル反転手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記アナログ反転とデジタル反転を行うチャンネルと、これらの反転処理を行わないチャンネルは交互に配列されていることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、前記アナログ反転手段は、シングルエンド信号より平衡信号を生成する平衡信号生成器を含み、生成した平衡信号の正負を入れ替えて前記アナログデジタル変換手段に入力する手段であることを特徴とする超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体内に送信された超音波を受信し、受信信号に基づき超音波画像を得る超音波診断装置であって、その受信信号の処理に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、生体内に送信された超音波を、探触子に配列された複数の超音波振動子で受信して電気信号に変換し、この信号に基づき生体内部の断層画像などの画像を形成する。画像形成を行うために、個々の振動子からの受信信号は、アナログ信号からデジタル信号へ変換処理され、デジタル信号において整相加算される。整相加算、すなわち各デジタル信号に対し、それぞれ所定量の遅延をさせ加算を行うことにより受信ビームを形成することができる。

30

【0003】

振動子からのアナログ信号をデジタル信号へ変換処理するアナログデジタル変換（以下 A/D 変換と記す）器が、オフセット成分（DC 成分）を有していると、整相加算によりそのオフセット成分が加算され、個々のオフセットが小さなものであっても、加算信号においては大きなものとなる場合がある。オフセットが大きくなると、それ以降の回路のダイナミックレンジを事実上狭めてしまう。下記特許文献 1 および特許文献 2 には、個々の振動子に対応したチャンネルごとにオフセット分を調整する技術が記載されている。

40

【0004】

【特許文献 1】特開 2001 - 95805 号公報

【特許文献 2】特開 2002 - 85402 号公報

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

前述の公報に記載された技術は、個々のチャンネルごとにオフセット分を調整するものであるが、超音波診断装置においてはチャンネル数は多く、個々に調整のための回路を設け、また調整を行うのは、大きな負担となる。

【0006】

50

本発明は、簡易な構成により、A / D変換器のオフセットの影響を小さくする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明にかかる超音波診断装置は、複数チャンネルの受信信号ごとに、アナログ信号をデジタル信号に変換する変換手段と、前記A / D変換を行う前に、前記複数チャンネルの半数の受信信号に対し、正負を反転させるアナログ反転手段と、前記アナログ反転手段により受信信号の正負を反転させたチャンネルの受信信号に対し、前記A / D変換を行った後に正負を反転させるデジタル反転手段とを有している。

【0008】

また、前記アナログ反転とデジタル反転を行うチャンネルと、これらの反転処理を行わないチャンネルは交互に配列されるようにできる。 10

【0009】

また、前記アナログ反転手段は、シングルエンド信号より平衡信号を生成する平衡信号生成器を含み、生成した平衡信号の正負を入れ替えて前記A / D変換手段に入力する手段とすることができる。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、簡易な構成で、A / D変換器のオフセットの影響を小さくすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】 20

【0011】

以下、本発明の実施形態を、図面に従って説明する。図1は、本実施形態の超音波診断装置の要部構成を示すブロック図である。超音波探触子10には、複数、例えば48、96個などの多数の超音波振動子12が配列されており、これらの超音波振動子12は送信回路（不図示）からの信号により駆動され、生体内に超音波を送信する。超音波振動子12は、更に生体内で反射した超音波を受信して、電気信号に変換する。この電気信号は、診断装置の本体14に送られ、信号処理が行われる。個々の超音波振動子12に対して、それぞれに受信回路が設けられており、1個の超音波振動子12に対応する受信回路をチャンネルと呼ぶ。したがって、96個の超音波振動子12を備えた装置は、96チャンネルの受信回路を備えている。 30

【0012】

超音波振動子12からの受信信号は、いわゆるシングルエンド信号であり、この信号を平衡信号生成器16にて対をなす平衡信号に変換する。シングルエンド信号は、基準の値からの差として、刻々の信号の値を表すものであるのに対し、平衡信号は対称な二つの波形の差として信号の値を表すものである。平衡信号に変換された受信信号はA / D変換器18に送られるが、このとき半数のチャンネルにおいては、極性を反転させて、A / D変換器18に入力される。図1においては、上から奇数番目のチャンネルは、平衡信号生成器16とA / D変換器18の正端子同士、負端子同士が接続されるが、偶数番目のチャンネルは、正端子と負端子、負端子と正端子が接続されている。この偶数番目のチャンネルの接続によって、A / D変換器18に入力される受信信号は、正負が反転された信号となる。つまり、平衡信号生成器16とA / D変換器18の接続の方法がアナログ信号を反転処理するものとなっている。 40

【0013】

奇数番目のA / D変換器18の出力は遅延器20に送られ、ここで所定の遅延量が与えられて更に加算器22に送られる。偶数番目のA / D変換器18の出力については、前述のように入力が正負反転しているので、これも正負が反転しており、これを再度反転させるために、インバータ24が設けられている。すなわち、偶数番目のA / D変換器18の出力は、インバータ24にて正負が反転された後、遅延器20に入力される。遅延器20においては、奇数番目のチャンネルと同様、所定の遅延量が与えられて加算器22に送られる。インバータ24は、A / D変換器18のデジタル出力の各ビットを反転させて、信 50

号の反転を行う。超音波振動子12からの受信信号は、2度の反転処理を経ることにより元の波形に戻る。一方、各A/D変換器18で発生するオフセットは、これらが等しいとすれば、偶数番目のチャンネルにおいてインバータ24を介しているために、奇数番目のチャンネルと偶数番目のチャンネルとで正負が異なる値となる。したがって、これらを加算することで、オフセットが相殺される。

【0014】

加算器22で加算された信号は、DSC(Digital Scan Converter)などの画像処理に係る回路に送られ、超音波画像の形成が行われる。この画像形成については、周知の技術を利用することができ、説明は省略する。

【0015】

実際には、各チャンネルのA/D変換器18のオフセットが等しくなるわけではないが、同一ロットで生産されたA/D変換器18のオフセットは、近い値となると考えられ、半数のチャンネルのオフセットが反転すれば、加算結果は小さな値となることが期待できる。また、常に、全ての超音波振動子12で超音波の送受信を行っていけば、反転を行うチャンネルと、通常のチャンネルをどのような順序で配置してもよい。しかし、送受信の開口制御、すなわち送受信に關与する振動子を限定する場合があります、この場合には、通常のチャンネルと反転するチャンネルとを交互に配置しておくことにより、開口の範囲により加算後のオフセットの変化を少なくすることができる。例えば、全48チャンネルの場合、開口制御により1回の送受信に係る超音波振動子が連続する24個である場合、第1番目から第24番目の振動子が送受信に關与する場合と、第13番目から第36番目が關与する場合と、第25番目から第48番目が關与する場合などそれぞれで、同数の通常のチャンネルと反転のチャンネルが含まれることが必要である。これを達成するためには、通常のチャンネルと反転のチャンネルを交互に配置すればよいことが分かる。なお、超音波探触子10上の振動子12の配列順序と、本体14の受信回路のチャンネルの配列順序は、通常同じ並びになっており、受信回路のチャンネルが通常・反転で交互に配置されるということは、振動子も、通常のチャンネルに接続されるものと、反転のチャンネルに接続されるものとが交互に配列される。

【0016】

図2は、受信信号およびこの信号を処理した処理信号の波形を示す図である。上段、すなわち(a)および(b)は、反転処理を行わない通常のチャンネルの信号波形、下段(c)~(f)は、反転処理を行うチャンネルの信号波形を示している。また、図には、ダイナミックレンジの上限(+FS)、下限(-FS)が合わせて示されている。

【0017】

通常のチャンネル、反転のチャンネルの双方に対し、(a)と(c)に示されるように同じ波形の信号(振幅A)を入力する。このときの信号波形は、ダイナミックレンジの中央値を中心としており、ダイナミックレンジの上限、下限に対して同等の余裕がある。通常のレンジにおいては、入力信号に対してA/D変換処理がなされ、+のオフセットを有する(b)に示す波形を得る。また、オフセット分だけダイナミックレンジ上限側に余裕がなくなっている。

【0018】

一方、反転のチャンネルにおいては、入力信号に対して、まず反転処理がなされ、(d)に示す波形を得る。続いて、A/D変換処理がなされ(e)に示す波形が得られる。この波形は、各A/D変換器のオフセットが等しいと想定しているため、(d)の波形に対して+のオフセットを有する波形である。そして、再度反転処理を行い、(f)に示す波形を得る。(b)と(f)の波形を比較すると、オフセット、すなわち直流成分の正負が異なるが、交流成分は同一の波形が得られている。したがって、(b)と(f)を加算した信号と、本来の入力信号である(a)と(c)を加算した信号とは等しくなる。つまり、加算された信号からは、オフセットの影響を排除することができる。

【0019】

以上の実施形態においては、通常処理のチャンネルも、反転処理のチャンネルも平衡信

10

20

30

40

50

号生成器 16 を通過しており、単に接続方法が異なっているだけであるので、反転処理の有無によって信号の位相が変化することはない。また、インバータ 24 についても、1 クロック周期以内に、全ビットの反転処理が終了すれば、事実上遅延は生ぜず、実際に 1 周期以内に処理は終了する。

【0020】

以上の実施形態においては、平衡信号の正負を入れ替えることでアナログ信号の反転処理を実現したが、シングルエンド信号を反転させる反転回路を用いて反転処理を行うように構成することもできる。この場合には、反転回路の位相遅れを調整することが必要となる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本実施形態の超音波診断装置の要部構成を示すブロック図である。

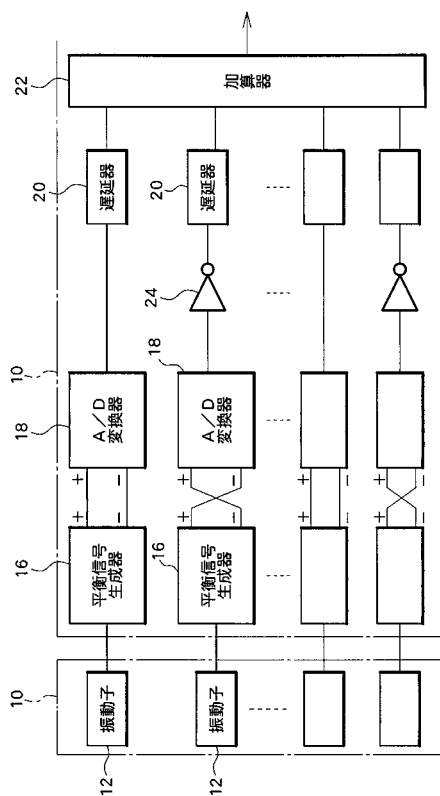
【図2】本実施形態における信号処理を説明するための図である。

【符号の説明】

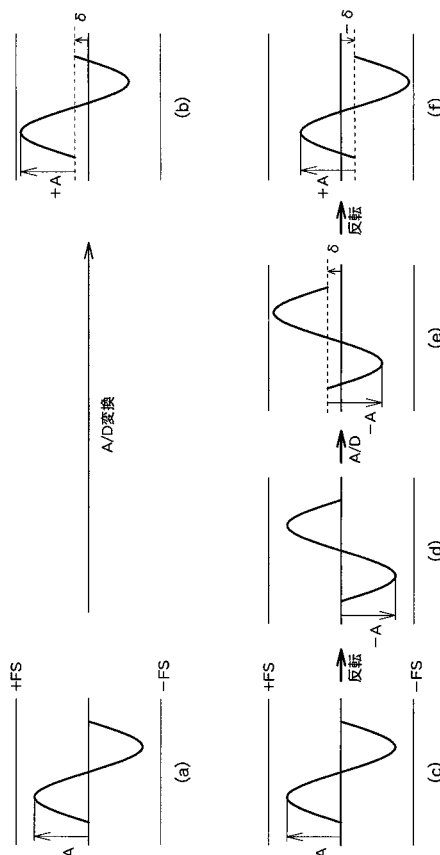
【0022】

12 超音波振動子、16 平衡信号生成部、18 A/D変換器、20 遅延器、22 加算器、24 インバータ。

【図1】



【図2】



| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声诊断设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP2005334300A | 公开(公告)日 | 2005-12-08 |
| 申请号 | JP2004157054 | 申请日 | 2004-05-27 |
| [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 | | |
| [标]发明人 | 南島守 | | |
| 发明人 | 南島 守 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| FI分类号 | A61B8/00 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/EE02 4C601/GB03 4C601/GB20 4C601/HH28 4C601/JB11 4C601/JB19 4C601/JB45 | | |
| 代理人(译) | 吉田健治 石田 纯 | | |
| 其他公开文献 | JP4477417B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：减少由A/D转换器产生的偏移的影响，用于在超声诊断设备的接收部分中将接收的模拟信号转换成数字信号。解决方案：当处理由超声换能器12接收的接收信号时，信号的极性分别在A/D转换器18之前和之后在半个通道中反转。在A/D转换器之前，平衡信号发生器16的平衡输出信号的极性被替换，并且信号被输入到A/D转换器18。此外，A/D转换器的输出被反相器24反相。24.通过反相两次，接收信号返回其原始信号。而由A/D转换器产生的偏移仅由反相器24反转一次，从而通过反相和不反转极性来消除偏移。

