

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02010/004967

発行日 平成24年1月5日 (2012.1.5)

(43) 国際公開日 平成22年1月14日 (2010.1.14)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

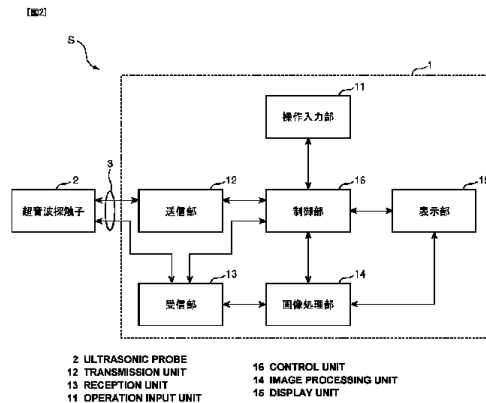
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

<p>出願番号 特願2010-519773 (P2010-519773)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2009/062322</p> <p>(22) 国際出願日 平成21年7月6日 (2009.7.6)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2008-179755 (P2008-179755)</p> <p>(32) 優先日 平成20年7月10日 (2008.7.10)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 303000420 コニカミノルタエムジー株式会社 東京都日野市さくら町1番地</p> <p>(74) 代理人 100067828 弁理士 小谷 悦司</p> <p>(74) 代理人 100115381 弁理士 小谷 昌崇</p> <p>(74) 代理人 100111453 弁理士 櫻井 智</p> <p>(72) 発明者 中原 雅文 東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ ルタエムジー株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 DE12 EE03 JB28 JB45 JB47</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
--	---

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

本発明にかかる超音波診断装置Sでは、被検体内に送信した第1超音波信号に基づく前記被検体内から来た第2超音波信号に含まれる高調波成分に基づいて前記被検体内の画像を画像処理部14で形成する際に、受信部13で、前記第2超音波信号を受信した超音波探触子2の出力を所定の時間間隔でサンプリングすることで得られた複数のアナログ信号をアナログ処理することによって前記高調波成分が抽出される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子を介して被検体内へ第 1 超音波信号を送信するための送信部と、

前記第 1 超音波信号に基づく前記被検体内から来た第 2 超音波信号を受信した前記超音波探触子の出力を所定の時間間隔でサンプリングすることで得られた複数のアナログ信号をアナログ処理することによって、前記第 2 超音波信号から、前記第 1 超音波信号の周波数を基本周波数とした場合における高調波成分を抽出する受信部と、

前記受信部で抽出した前記高調波成分に基づいて前記被検体内の画像を形成する画像処理部とを備えること

を特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記受信部は、前記複数のアナログ信号のそれぞれを保持する複数の電荷保持部と、前記複数の電荷保持部のそれぞれに対応して設けられる複数のアナログ乗算部と、前記複数のアナログ乗算部の各出力をアナログ処理によって加算するアナログ加算部とを備える高調波抽出部を備え、

前記アナログ乗算部は、前記電荷保持部に保持されているアナログ信号にアナログ処理によって重み付けを行い、

前記重み付けは、前記高調波成分を前記第 1 超音波信号の基本波で表現した関数式の係数に基づいて設定されること

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記複数の電荷保持部は、直列に接続され、所定の動作タイミングに応答して自己の電荷保持部で保持しているアナログ信号を順次に後段の電荷保持部へ転送し、

前記アナログ乗算部は、電荷転送素子を用いた乗算器であり、

前記アナログ加算部は、電荷転送素子を用いた加算器であること

を特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記アナログ乗算部は、

電荷を 2 等分して第 1 および第 2 分割部にそれぞれ保持し、直列に接続されている複数の電荷分割部と、

複数の電荷を 1 個の電荷に統合する電荷統合部とを備え、

電荷保持部で保持しているアナログ信号に対応する電荷量 Q を前記電荷分割部で 2 等分し、その一方を後段の電荷分割部で 2 等分し、これを繰り返すことで、 $2^{-1}Q$ 、 $2^{-2}Q$ 、 $2^{-3}Q$ 、 \dots 、 $2^{-n}Q$ の複数 n の電荷を生成し、これら各電荷を、前記重み付け M の 2 進表現 m_1 、 m_2 、 m_3 、 \dots 、 m_n に従って取捨し、この取り上げた電荷を前記電荷統合部で統合すること

を特徴とする請求項 2 または請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

40

本発明は、被検体内に第 1 超音波信号を送信し前記第 1 超音波信号に基づく前記被検体内から来た第 2 超音波信号を受信して、前記第 2 超音波信号に基づく前記被検体内の画像を形成する超音波診断装置に関し、特に、第 1 超音波信号の周波数を基本周波数とした場合に第 2 超音波信号の高調波成分に基づいて前記被検体内の画像を形成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波は、通常、16000Hz 以上の音波をいい、非破壊、無害および略リアルタイムでその内部を調べることが可能なことから、欠陥の検査や疾患の診断等の様々な分野に応用されている。その一つに、被検体内を超音波で走査し、被検体内から来た超音波の反

50

射波（エコー）から生成した受信信号に基づいて当該被検体内の内部状態を画像化する超音波診断装置がある。この超音波診断装置は、医療用では、他の医療用画像装置に較べて小型で安価であり、そしてX線等の放射線被爆が無く安全性が高いこと、また、ドップラ効果を応用した血流表示が可能であること等の様々な特長を有している。このため、超音波診断装置は、循環器系（例えば心臓の冠動脈等）、消化器系（例えば胃腸等）、内科系（例えば肝臓、膵臓および脾臓等）、泌尿器系（例えば腎臓および膀胱等）および産婦人科系等で広く利用されている。

【0003】

また、近年では、超音波探触子から被検体内へ送信された超音波の周波数（基本周波数）成分ではなく、その高調波周波数成分（高調波成分）によって被検体内の内部状態の画像を形成するハーモニックイメージング（Harmonic Imaging）技術が研究、開発されている。このハーモニックイメージング技術は、基本周波数成分（基本波成分）のレベルと比較してサイドローレベルが小さく、S/N比（signal to noise ratio）が良くなってコントラスト分解能が向上すること、周波数が高くなることによってビーム幅が細くなって横方向分解能が向上すること、近距離では音圧が小さくて音圧の変動が少ないために多重反射が抑制されること、および、焦点以遠の減衰が基本波並みであり高周波を基本波とする場合に較べて深速度を大きく取れること等の様々な利点を有している。

【0004】

このハーモニックイメージング技術には、大別すると、フィルタ法と位相反転法（パルスインバージョン法）との2つの方法がある。このフィルタ法は、高調波検出フィルタにより基本波成分と高調波成分とを分離し、高調波成分だけを抽出し、この高調波成分から超音波画像を生成する方法である。また、この位相反転法は、同一方向に続けて互いに位相が反転している第1および第2送信信号を送信し、これら第1および第2送信信号に対応する第1および第2受信信号を加算することによって高調波成分を抽出し、この高調波成分から超音波画像を生成する方法である。第1および第2受信信号における基本波成分は、位相が反転しているが、高調波の例えば2次高調波成分は、同相となるため、第1および第2受信信号を加算することによってこの2次高調波成分が抽出される（例えば、特許文献1（D1）参照）。

【0005】

また、高調波周波数成分によって被検体内の内部状態の画像を形成する超音波診断装置として、例えば、特許文献2（D2）に開示の超音波診断装置もある。この特許文献2に開示の超音波診断装置では、高調波成分が超音波探触子から被検体内へ送信された超音波の振幅に応じて発生することに鑑み、振幅が比較的大きな超音波を被検体内へ送信することによって被検体内から来た超音波の反射波（高調波成分を含む反射波）から、振幅が比較的小さな超音波を被検体内へ送信することによって被検体内から来た超音波の反射波（高調波成分を含まない反射波）を、それら反射波の振幅の大きさを互いに等しく揃えてから減算することによって、2次高調波成分が抽出され、この抽出した2次高調波成分に基づいて超音波画像が形成される。

【0006】

ここで、通常、超音波画像を形成する際に各種の画像処理がデジタル信号で実行されるため、超音波探触子の出力をアナログ/デジタル変換によってデジタル信号に変換する必要がある。しかしながら、被検体内からの超音波信号における高調波成分は、その信号レベルが基本波成分の信号レベルに較べて微弱であるため、超音波探触子の出力をそのままアナログ/デジタル変換して高調波成分を抽出すると、アナログ-デジタル変換器の分解能（出力レベルを表現するビット数）の一部分しか使われないため、超音波画像の階調が低下してしまう。

【0007】

一方、これを避けるため、前記特許文献1の位相反転法や前記特許文献2に開示の手法を用いると、被検体内の一箇所に対し2回の送受信が必要となるため、フレームレートが低下してしまう。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 8 】

また、これを避けるため、前記特許文献 1 のフィルタ法を用いると、電気信号の伝播によって減衰損失が発生してしまったり、フィルタの遮断特性を高めることによってリングが発生してしまったりしてしまう。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 9 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 1 - 2 8 6 4 7 2 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 0 - 0 9 3 4 3 0 号 公 報

【 発明の概要 】

【 0 0 1 0 】

本発明は、上述の事情に鑑みて為された発明であり、その目的は、より階調性の高い超音波画像を形成することができる超音波診断装置を提供することである。

【 0 0 1 1 】

本発明にかかる超音波診断装置では、被検体内に送信した第 1 超音波信号に基づく前記被検体内から来た第 2 超音波信号に含まれる高調波成分に基づいて前記被検体内の画像を形成する際に、前記第 2 超音波信号を受信した超音波探触子の出力を所定の時間間隔でサンプリングすることで得られた複数のアナログ信号をアナログ処理することによって前記高調波成分が抽出される。このため、本発明にかかる超音波診断装置は、より階調性の高い超音波画像を形成することができる。

【 0 0 1 2 】

上記並びにその他の本発明の目的、特徴及び利点は、以下の詳細な記載と添付図面から明らかになるであろう。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 3 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。

【 図 2 】 図 1 に示す超音波診断装置の電氣的な構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 図 1 に示す超音波診断装置における高調波成分を抽出する基本構成を示すブロック図である。

【 図 4 】 図 3 に示す基本構成において、1 個の電荷を 2 個の電荷に 2 等分する動作を説明するための図である。

【 図 5 】 図 3 に示す基本構成において、2 個の電荷を 1 個の電荷に統合する動作を説明するための図である。

【 図 6 】 図 2 に示す超音波診断装置における受信部の構成を示す図である。

【 図 7 】 図 6 に示す受信部の一部の動作を示すタイムチャートである。

【 図 8 】 図 1 に示す超音波診断装置における超音波探触子の受信波およびこの受信波に含まれる高調波成分を示す図である。

【 図 9 】 図 8 に示した超音波探触子の受信波から抽出した基本波成分 (1 s t)、第 2 次高調波成分 (2 n d) および第 3 次高調波成分 (3 r d) を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 4 】

以下、本発明に係る実施の一形態を図面に基づいて説明する。なお、各図において同一の符号を付した構成は、同一の構成であることを示し、その説明を省略する。また、本明細書において、適宜、総称する場合には添え字を省略した参照符号で示し、個別の構成を指す場合には添え字を付した参照符号で示す。

【 0 0 1 5 】

図 1 は、実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。図 2 は、実施形態における超音波診断装置の電氣的な構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 6 】

超音波診断装置 5 は、図 1 および図 2 に示すように、図略の生体等の被検体に対して超

10

20

30

40

50

音波（第1超音波信号）を送信すると共に、この被検体で反射した超音波の反射波（エコー、第2超音波信号）を受信する超音波探触子2と、超音波探触子2とケーブル3を介して接続され、超音波探触子2へケーブル3を介して電気信号の送信信号を送信することによって超音波探触子2に被検体に対して第1超音波信号を送信させると共に、超音波探触子2で受信された被検体内から来た第2超音波信号に応じて超音波探触子2で生成された電気信号の受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する超音波診断装置本体1とを備えて構成される。

【0017】

超音波診断装置本体1は、例えば、図2に示すように、操作入力部11と、送信部12と、受信部13と、画像処理部14と、表示部15と、制御部16とを備えて構成されている。

10

【0018】

操作入力部11は、例えば、診断開始を指示するコマンドの入力や被検体の個人情報等のデータの入力を受け付けるものであり、例えば、複数の入力スイッチを備えた操作パネルやキーボード等である。

【0019】

送信部12は、制御部16の制御に従って、超音波探触子2へケーブル3を介して電気信号の送信信号を供給して超音波探触子2に第1超音波信号を発生させる回路である。送信部12は、例えば、高電圧のパルスを生成する高圧パルス発生器等を備えて構成される。

20

【0020】

受信部13は、制御部16の制御に従って、超音波探触子2からケーブル3を介して電気信号の受信信号を受信し、この受信した受信信号からアナログ処理によって高調波成分を抽出する回路であり、このアナログ処理によって抽出した受信信号の高調波成分をデジタル信号化して画像処理部14へ出力する。受信部13は、例えば、受信信号を予め設定された所定の増幅率で増幅する増幅器（プリアンプ）と、この増幅器で増幅された受信信号からCCD原理に基づくアナログ積和演算処理によって高調波成分を抽出する高調波成分抽出回路と、この抽出した高調波成分をアナログ信号からデジタル信号へ変換するアナログ-デジタル変換器等を備えて構成される。受信部13については、後に、さらに詳述する。

30

【0021】

画像処理部14は、制御部16の制御に従って、受信部13で抽出した受信信号の高調波成分に基づいて公知の信号処理によって被検体内の内部状態の画像（超音波画像）を生成する回路である。

【0022】

表示部15は、制御部16の制御に従って、画像処理部14で生成された被検体の超音波画像を表示する装置である。表示部15は、例えば、CRTディスプレイ、LCD、有機ELディスプレイおよびプラズマディスプレイ等の表示装置やプリンタ等の印刷装置等である。

【0023】

制御部16は、例えば、マイクロプロセッサ、記憶素子およびその周辺回路等を備えて構成され、これら操作入力部11、送信部12、受信部13、画像処理部14および表示部15を当該機能に応じてそれぞれ制御することによって超音波診断装置Sの全体制御を行う回路である。

40

【0024】

超音波探触子（超音波プローブ）2は、被検体内に第1超音波信号を送信しこの第1超音波信号に基づく被検体内から来た第2超音波信号を受信する装置である。超音波探触子2は、例えば、圧電材料を備えて成り、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる複数の圧電素子を備えて構成されており、これら複数の圧電素子は、例えば、ライン状（1次元アレイ状）に、あるいは2次元

50

マトリックス状（２次元アレイ状）に配列される。圧電素子は、被検体内へ第１超音波信号を送信する場合は、超音波診断装置本体１の送信部１２からケーブル３を介して入力された送信の電気信号を、圧電現象を利用することによって第１超音波信号に変換して、被検体内にこの第１超音波信号を送信する。そして、圧電素子は、被検体内から来た第２超音波信号を受信する場合は、圧電現象を利用することによってこの受信した第２超音波信号を電気信号に変換して受信信号を、ケーブル３を介して超音波診断装置本体１の受信部１３へ出力する。超音波探触子２が被検体に当てられることによって、圧電素子で生成された第１超音波信号が被検体内へ送信され、被検体内からの第２超音波信号が圧電素子で受信される。

【００２５】

この被検体内から来た第２超音波信号は、被検体内における音響インピーダンスの不整合によって被検体内で第１超音波信号が反射した反射波（エコー）だけでなく、例えば微小気泡（マイクロバブル）等の超音波造影剤（コントラスト剤）が用いられている場合には、被検体内へ送信された第１超音波信号に基づいて超音波造影剤の微小気泡で生成される超音波もある。超音波造影剤では、超音波の照射を受けると、超音波造影剤の微小気泡は、共振もしくは共鳴し、さらに一定の閾値以上の音圧では崩壊、消失する。超音波造影剤では、微小気泡の共振によって、あるいは微小気泡の崩壊、消失によって、超音波が生じている。

【００２６】

圧電素子は、例えば、送信用の第１圧電素子と、音軸方向において第１圧電素子に積層された受信用の第２圧電素子とを備えて構成されてよい。

【００２７】

送信用の第１圧電素子は、その圧電材料に例えば無機圧電材料が用いられる。無機圧電材料は、例えば、いわゆるPZT、水晶、ニオブ酸リチウム（ LiNbO_3 ）、ニオブ酸タンタル酸カリウム（ $\text{K}(\text{Ta}, \text{Nb})\text{O}_3$ ）、チタン酸バリウム（ BaTiO_3 ）、タンタル酸リチウム（ LiTaO_3 ）およびチタン酸ストロンチウム（ SrTiO_3 ）等である。このように第１圧電素子に無機圧電材料を用いることによって、送信パワーを比較的簡単な構造で大きくすることが可能となり、高調波のエコーを得るために、比較的大きなパワーで基本波の超音波信号を送信することが可能となる。

【００２８】

受信用の第２圧電素子は、その圧電材料に例えば有機圧電材料が用いられる。有機圧電材料は、例えば、フッ化ビニリデンの重合体を用いることができる。また例えば、有機圧電材料は、フッ化ビニリデン（VDF）系コポリマを用いることができる。このフッ化ビニリデン系コポリマは、フッ化ビニリデンと他の単量体との共重合体（コポリマ）であり、他の単量体としては、３フッ化エチレン、テトラフルオロエチレン、パーフルオロアルキルビニルエーテル（PFA）、パーフルオロアルコキシエチレン（PAE）およびパーフルオロヘキサエチレン等を用いることができる。フッ化ビニリデン系コポリマは、その共重合比によって厚み方向の電気機械結合定数（圧電効果）が変化するので、例えば、超音波探触子の仕様等に応じて適宜な共重合比が採用される。例えば、フッ化ビニリデン／３フッ化エチレンのコポリマの場合では、フッ化ビニリデンの共重合比が60mol%～99mol%が好ましく、有機圧電素子が無機圧電素子に積層する複合素子の場合では、フッ化ビニリデンの共重合比が85mol%～99mol%がより好ましい。また、このような複合素子の場合では、他の単量体は、パーフルオロアルキルビニルエーテル（PFA）、パーフルオロアルコキシエチレン（PAE）およびパーフルオロヘキサエチレンが好ましい。また例えば、有機圧電材料は、ポリ尿素を用いることができる。このポリ尿素の場合では、蒸着重合法で圧電体を作成することが好ましい。ポリ尿素用のモノマとして、一般式、 $\text{H}_2\text{N}-\text{R}-\text{NH}_2$ 構造を挙げることができる。ここで、Rは、任意の置換基で置換されてもよいアルキレン基、フェニレン基、２価のヘテロ環基、ヘテロ環基を含んでもよい。ポリ尿素は、尿素誘導体と他の単量体との共重合体であってもよい。好ましいポリ尿素として、4,4'-ジアミノジフェニルメタン（MDA）と4,4'-ジフェニ

10

20

30

40

50

ルメタンジイソシアナート (MDI) を用いる芳香族ポリ尿素を挙げることができる。本実施形態では、このように超音波を比較的広い周波数に亘って受信可能な特性を持つ有機圧電素子が第 2 圧電部 2 2 3 に用いられている。このように第 2 圧電素子に有機圧電材料を用いることによって、周波数帯域を比較的簡単な構造で広帯域にすることが可能であり、受信信号の高調波成分を受信することが可能となる。

【0029】

このような構成の超音波診断装置 S では、例えば、操作入力部 1 1 から診断開始の指示が入力されると、制御部 1 6 の制御によって送信部 1 2 で電気信号の送信信号が生成される。この生成された電気信号の送信信号は、ケーブル 3 を介して超音波探触子 2 へ供給される。より具体的には、この電気信号の送信信号は、超音波探触子 2 における複数の圧電素子へそれぞれ供給される。この電気信号の送信信号は、例えば、所定の周期で繰り返される電圧パルスである。複数の圧電素子は、それぞれ、この電気信号の送信信号が供給されることによってその厚み方向に伸縮し、この電気信号の送信信号に応じて超音波振動する。この超音波振動によって、超音波探触子 2 は、超音波 (第 1 超音波信号) を放射する。超音波探触子 2 が被検体に例えば当接されていると、これによって超音波探触子 2 から被検体に対して第 1 超音波信号が送信される。

10

【0030】

なお、超音波探触子 2 は、被検体の表面上に当接して用いられてもよいし、被検体の内部に挿入して、例えば、生体の体腔内に挿入して用いられてもよい。

【0031】

この被検体に対して送信された第 1 超音波信号は、被検体内部における音響インピーダンスが異なる 1 または複数の境界面で反射され、超音波の反射波 (第 2 超音波信号) となる。あるいは、第 1 超音波信号は、超音波造影剤によって第 2 超音波信号を生じさせる。この第 2 超音波信号には、送信された第 1 超音波信号の周波数 (基本波の基本周波数) 成分だけでなく、基本周波数の整数倍の高調波の周波数成分も含まれる。例えば、基本周波数の 2 倍、3 倍および 4 倍などの第 2 次高調波成分、第 3 次高調波成分および第 4 次高調波成分等も含まれる。この第 2 超音波信号は、超音波探触子 2 で受信される。より具体的には、この第 2 超音波信号は、複数の圧電素子にそれぞれで受信され、圧電素子で機械的な振動が電気信号に変換されて受信信号として取り出される。この取り出された電気信号の受信信号は、ケーブル 3 を介して制御部 1 6 で制御される受信部 1 3 で受信される。受信部 1 3 は、この入力された受信信号を受信処理し、より具体的には、例えば増幅した後 C C D 原理に基づくアナログ積和演算処理によって高調波成分を抽出し、この高調波成分をアナログ信号からデジタル信号へ変換し、画像処理部 1 4 へ出力する。

20

30

【0032】

ここで、上述において、各圧電素子から順次に第 1 超音波信号が被検体に向けて送信され、被検体で反射した第 2 超音波信号が各圧電素子で受信される。

【0033】

そして、画像処理部 1 4 は、制御部 1 6 の制御によって、受信部 1 3 で抽出された受信信号の高調波成分に基づいて、送信から受信までの時間や受信強度などから公知の信号処理によって被検体内の内部状態の画像 (超音波画像) を生成し、表示部 1 5 は、制御部 1 6 の制御によって、画像処理部 1 4 で生成された被検体内の超音波画像を表示する。

40

【0034】

次に、受信部についてさらに詳述する。図 3 は、高調波成分を抽出する基本構成を示すブロック図である。図 4 は、1 個の電荷を 2 個の電荷に 2 等分する動作を説明するための図である。図 5 は、2 個の電荷を 1 個の電荷に統合する動作を説明するための図である。

【0035】

まず、高調波成分の抽出原理について説明する。高調波成分を含む受信信号 $f(t)$ は、一般に、式 1 で表すことができる。

$$f(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \sin n\omega t + b_n \cos n\omega t) \quad \dots(1)$$

ここで、 a_0 は、定数項（直流成分）であり、 a_n は、第 n 次高調波における \sin 成分（サイン成分）の振幅であり、 b_n は、第 n 次高調波における \cos 成分（コサイン成分）の振幅であり、 ω は、角周波数であり、そして、 t は、時間である。 n は、1 から始まる整数（ $n = 1, 2, 3, \dots$ ）であり、 \sum は、 $n = 1$ から $n = \infty$ までの和である。

【0036】

この式 1 の 2 階微分は、式 2 のように表され、基本波（ $n = 1$ ）を抑圧する場合、例えば、式 3 の演算 $g(t)$ が考え得る。

10

$$f''(t) = -\sum_{n=1}^{\infty} (a_n n^2 \omega^2 \sin n\omega t + b_n n^2 \omega^2 \cos n\omega t) = -\sum_{n=1}^{\infty} n^2 \omega^2 (a_n \sin n\omega t + b_n \cos n\omega t) \quad \dots(2)$$

$$g(t) = f(t) + \frac{f''(t)}{\omega^2} \quad \dots(3)$$

【0037】

ここで、発振周波数は、超音波診断装置 S の稼動の際には決まっているので、 ω^2 は、1 以上の定数とすることができるから、式 3 は、式 4 のように書き換えられる。

20

$$g(t) = f(t) + cf''(t) = (1 + c \frac{d^2}{dt^2}) f(t) \quad (0 < c < 1) \quad \dots(4)$$

ここで、 c は、0 から 1 までの定数である（ $0 < c < 1$ ）。

【0038】

この式 4 の微分方程式を差分方程式に書き換えると、式 4 は、式 5 のように書き換えられる。

$$g(t) = \frac{c}{\Delta t^2} \cdot \left(f(t - \Delta t) - \left[2 - \left(2\pi \cdot \frac{\Delta t}{T} \right)^2 \right] f(t) + f(t + \Delta t) \right) \quad \dots(5)$$

30

ここで、 T は、基本波（ $n = 1$ ）の周期であり（ $T = 2\pi/\omega$ ）、 Δt は、サンプリング周期に相当する。

【0039】

そして、サンプリング周期 Δt によってサンプリングされた波形がサンプリング前の原波形を維持するためには、サンプリング周期 Δt は、基本波の周期 T よりも十分に小さいことが必要である。したがって、式 5 は、式 6 となり、倍率を除くと、式 7 となる。

$$g(t) = \frac{2c}{\Delta t^2} \cdot \left(\frac{f(t - \Delta t)}{2} - af(t) + \frac{f(t + \Delta t)}{2} \right) \quad \dots(6)$$

40

$$a = 1 - 2 \left(\frac{\pi \cdot \Delta t}{T} \right)^2 \quad (∵ 0 < a < 1)$$

$$g_c(t) = 0.5 \cdot f(t - \Delta t) - af(t) + 0.5 \cdot f(t + \Delta t) \quad \dots(7)$$

【0040】

このように高調波成分は、基本波の関数式で表現することができ、この式 7 は、例えば、図 3 に示す回路によって実現され得る。すなわち、図 3 において、高調波抽出部 H は、第 2 超音波信号を受信した超音波探触子 2 の出力を所定の時間間隔でサンプリングすることで得られた複数のアナログ信号をアナログ処理することによって、第 2 超音波信号から

50

、第1超音波信号の周波数を基本周波数とした場合における高調波成分を抽出する回路であり、例えば、複数の電荷保持部21(21-1~21-3)と、複数の電荷保持部21のそれぞれに対応して設けられた複数のアナログ乗算部22(22-1~22-3)と、アナログ加算部23と、タイミング発生部24とを備えて構成される。

【0041】

タイミング発生部24は、電荷保持部21、アナログ乗算部22およびアナログ加算部23の各部の動作タイミングを生成し、この生成した動作タイミングをこれら各部へ出力する回路である。

【0042】

電荷保持部21は、所定時刻の超音波探触子2の出力を電荷で保持する回路である。すなわち、電荷保持部21は、所定時刻の超音波探触子2の出力値に対応する電荷量を保持する回路である。電荷保持部21は、受信信号の高調波成分を表す式の階数に応じた個数(=階数+1)が設けられ、これら複数の電荷保持部21は、直列に接続される。例えば、式6および式7のように受信信号の高調波成分を表す式が2階の差分方程式である場合には、この2階の差分方程式の解を得るために、時刻 t 、時刻 $(t - t)$ および時刻 $(t - 2t)$ の3個の超音波探触子2における各出力が必要であることから、3個の電荷保持部21(21-1~21-3)が設けられる。そして、これら複数の電荷保持部21(21-1~21-3)は、第2超音波信号を受信した超音波探触子2の出力を所定の時間間隔でサンプリングすることによって得られた、複数の所定時刻における複数のアナログ信号をそれぞれ保持し、タイミング発生部24から出力される動作タイミングにตอบสนองして動作し、タイミング発生部24からの動作タイミングに応じたタイミングで自己の電荷保持部21で保持している電荷を順次に後段の電荷保持部21へ転送する。このような複数の電荷保持部21は、例えば、半導体と、半導体上に形成された絶縁体層と、連続的に配置されるように絶縁体層上に形成された複数の電極(ゲート電極)とを備え、これら各電極に所定パターンの駆動電圧を印加することによって或る電極下のポテンシャル井戸に蓄積された電荷を順次に後段の電極下のポテンシャル井戸へ転送する電荷転送素子(電荷結合素子、Charge-Coupled Devices、CCD)によって構成することができる。

【0043】

アナログ乗算部22は、各電荷保持部21(21-1~21-3)に対応して複数個設けられ、電荷保持部21に保持されているアナログ信号にアナログ処理によって重み付け M ($0 < M < 1$)を行って乗算を行う回路である。より具体的には、 $M \times Q = m_1 \times 2^{-1}Q + m_2 \times 2^{-2}Q + m_3 \times 2^{-3}Q + \dots + m_n \times 2^{-n}Q$ と表現することができることから、アナログ乗算部22では、電荷保持部21の出力値(電荷保持部21に保持されているアナログ信号)に対応する電荷量 Q が2等分され、一方がさらに2等分され、これが繰り返されることで、 $2^{-1}Q$ 、 $2^{-2}Q$ 、 $2^{-3}Q$ 、 \dots 、 $2^{-n}Q$ の複数の電荷が生成され、これら各電荷が重み付け(乗数) M の2進表現 m_1 、 m_2 、 m_3 、 \dots 、 m_n に従って取捨され、この取り上げられた電荷が1個に統合され、 $M \times Q$ の乗算がアナログ処理で行われる。

【0044】

このようなアナログ乗算部22は、電荷転送素子(電荷結合素子)を用いて構成することができる。例えば、電荷 Q を2個の電荷に2等分する電荷分割部CDは、図4に示すように、半導体31と、半導体31上に形成された絶縁体層32と、絶縁体層32上に連続的に形成された複数の電極(ゲート電極)33(33-1~33-6)とを備えて構成され、3個1組の電極33を含んで1個の分割部CD k が構成され、図4には、電極33-1~33-3を含む第1分割部CD1と、電極33-4~33-6を含む第2分割部CD2とが図示されている。また、各電極33(33-1~33-6)には、電極33に電圧を印加するための信号線P1~P3が接続されている。このような電荷分割部CDでは、電極33に外部から電圧を印加することによって電極33下の半導体31内にポテンシャル井戸PWが形成される。ポテンシャル井戸PWは、その対応する電極33に外部から印加される電位によってその深さが制御される。このような電荷分割部CDでは、第1およ

10

20

30

40

50

び第2分割部CD1、CD2における各電極33-1~33-3; 33-4~33-6に所定パターンの駆動電圧を印加することによって、第1分割部CD1に保持されている電荷Qが2個の電荷 Q_1 、 Q_2 ($Q_1 = Q_2 = Q/2$)に2等分され、各電荷 Q_1 、 Q_2 がそれぞれ第1および第2分割部CD1、CD2に保持される。例えば、時刻 t_{11} において、初期状態(2等分前、分割前)として、第1分割部CD1の第3電極33-3に電圧が印加されることによって形成された第1分割部CD1の第1ポテンシャル井戸PW3に電荷Qが保持されている。次の動作タイミングの時刻 t_{12} において、第1分割部CD1の第2および第3電極33-2、33-3ならびに第2分割部CD2の第1電極33-4のそれぞれに電圧が印加されることによって、第1分割部CD1の第1ポテンシャル井戸PW3が第3電極33-3下だけでなく第1分割部CD1の第2電極33-2下および第2分割部CD2の第1電極33-4にも拡がり、電荷Qがこれら各電極33-2~33-4下に形成されたポテンシャル井戸PW234に保持される。次の動作タイミングの時刻 t_{13} において、第1分割部CD1の第3電極33-3に印加されていた電圧が解消され、そして、第1分割部CD1の第2電極33-2および第2分割部CD2の第1電極33-4に電圧が印加されることによって、電荷Qが第1分割部CD1の第2電極33-2下に形成されたポテンシャル井戸PW2および第2分割部CD2の第1電極33-4下に形成されたポテンシャル井戸PW4にそれぞれ分割されて保持される。このように1個のポテンシャル井戸PW3に蓄積されていた電荷Qが、電極33に所定パターンの駆動電圧を印加することによって、このポテンシャル井戸PW3に隣接するポテンシャル井戸PW2、PW4へ2等分されて保持される。続いて、図4では、次の動作タイミングの時刻 t_{14} において、第1分割部CD1では、第1および第2電極33-1、33-2に電圧が印加されることによって、第1分割部CD1の第2ポテンシャル井戸PW2が第2電極33-2下だけでなく第1電極33-1下にも拡がり、電荷 $Q_1 (= Q/2)$ がこの第1および第2電極33-1、33-2下に形成されたポテンシャル井戸PW12に保持される。そして、第2分割部CD2では、第1および第2電極33-4、33-5に電圧が印加されることによって、第2分割部CD2の第1ポテンシャル井戸PW4が第1電極33-4下だけでなく第2電極33-5下にも拡がり、電荷 $Q_2 (= Q/2)$ がこの第1および第2電極33-4、33-5下に形成されたポテンシャル井戸PW45に保持される。次の動作タイミングの時刻 t_{15} において、第1分割部CD1では、第1分割部CD1の第2電極33-2に印加されていた電圧が解消されるとともに、第1分割部CD1の第1電極33-1に電圧が印加されることによって、2等分された電荷 Q_1 が第1分割部CD1の第1電極33-1下に形成された第1分割部CD1の第1ポテンシャル井戸に保持される。そして、第2分割部CD2では、第2分割部CD2の第1電極33-4に印加されていた電圧が解消されるとともに、第2分割部CD2の第2電極33-5に電圧が印加されることによって、2等分された電荷 Q_2 が第2分割部CD2の第2電極33-5下に形成された第2分割部CD2の第2ポテンシャル井戸に保持される。このように電荷分割部Dは、所定パターンの駆動電圧を各電極33に印加することによって、第1分割部CD1の第3ポテンシャル井戸PW3に保持されている電荷Qを2等分し、第1分割部CD1の第2ポテンシャル井戸PW2(第1ポテンシャル井戸PW1)および第2分割部CD2の第2ポテンシャル井戸PW5(第3ポテンシャル井戸PW6)のそれぞれへ導き保持することによって、電荷Qを2個の電荷に2等分することができる。

【0045】

また例えば、複数の電荷を1個の電荷に統合する電荷統合部SDは、電荷分割部CDと同様に、図5に示すように、半導体41と、半導体41上に形成された絶縁体層42と、絶縁体層42上に連続的に形成された複数の電極(ゲート電極)43(43-1~43-6)とを備えて構成され、3個1組の電極43を含んで1個の分割部SDkが構成され、図5には、電極43-1~43-3を含む第1統合部SD1と、電極43-4~43-6を含む第2統合部SD2とが図示されている。また、各電極43(43-1~43-6)には、電極43に電圧を印加するための信号線P1~P3が接続されている。このような電荷統合部SDでは、電極43に外部から電圧を印加することによって電極43下の半導

体 4 1 内にポテンシャル井戸 P W が形成される。ポテンシャル井戸 P W は、その対応する電極 4 3 に外部から印加される電位によってその深さが制御される。このような電荷統合部 S D では、第 1 および第 2 統合部 S D 1、S D 2 における各電極 4 3 - 1 ~ 4 3 - 3 ; 4 3 - 4 ~ 4 3 - 6 に所定パターンの駆動電圧を印加することによって、第 1 統合部 S D 1 に保持されている第 1 電荷 Q 1 と第 2 統合部 S D 2 に保持されている第 2 電荷 Q 2 とが合わせられて 1 個の電荷 Q ($Q = Q 1 + Q 2$) に統合され、この電荷 Q が第 1 統合部 S D 1 (第 2 統合部 S D 2) に保持される。例えば、時刻 t 2 1 において、初期状態 (加算処理前) として、第 1 統合部 S D 1 の第 1 電極 4 3 - 1 に電圧が印加されることによって形成された第 1 統合部 S D 1 の第 1 ポテンシャル井戸 P W 1 に第 1 電荷 Q 1 が保持され、第 2 統合部 S D 2 の第 2 電極 4 3 - 5 に電圧が印加されることによって形成された第 2 統合部 S D 2 の第 2 ポテンシャル井戸 P W 5 に第 2 電荷 Q 2 が保持されている。次の動作タイミングの時刻 t 2 2 において、第 1 統合部 S D 1 では、第 1 統合部 S D 1 の第 1 および第 2 電極 4 3 - 1、4 3 - 2 に電圧が印加されることによって、第 1 統合部 S D 1 の第 1 ポテンシャル井戸 P W 1 が第 1 電極 4 3 - 1 下だけでなく第 2 電極 4 3 - 2 下にも拡がり、第 1 電荷 Q 1 がこの第 1 および第 2 電極 4 3 - 1、4 3 - 2 下に形成されたポテンシャル井戸 P W 1 2 に保持される。そして、第 2 統合部 S D 2 では、第 2 統合部 S D 2 の第 1 および第 2 電極 4 3 - 4、4 3 - 5 に電圧が印加されることによって、第 2 統合部 S D 2 の第 2 ポテンシャル井戸 P W 5 が第 2 電極 4 3 - 5 下だけでなく第 1 電極 4 3 - 4 下にも拡がり、第 2 電荷 Q 2 がこの第 1 および第 2 電極 4 3 - 4、4 3 - 5 下に形成されたポテンシャル井戸 P W 4 5 に保持される。次の動作タイミングの時刻 t 2 3 において、第 1 統合部 S D 1 では、第 1 統合部 S D 1 の第 1 電極 4 3 - 1 に印加されていた電圧が解消され、そして、第 2 電極 4 3 - 2 に電圧が印加されることによって、第 1 および第 2 電極 4 3 - 1、4 3 - 2 下に形成されたポテンシャル井戸 P W 1 2 に保持されていた第 1 電荷 Q 1 が第 2 電極 4 3 - 2 下に形成された第 1 統合部 S D 1 の第 2 ポテンシャル井戸 P W 2 に移動して保持される。そして、第 2 統合部 S D 2 では、第 2 統合部 S D 2 の第 2 電極 4 3 - 5 に印加されていた電圧が解消され、そして、第 1 電極 4 3 - 4 に電圧が印加されることによって、第 1 および第 2 電極 4 3 - 4、4 3 - 5 下に形成されたポテンシャル井戸 P W 4 5 に保持されていた第 2 電荷 Q 2 が第 1 電極 4 3 - 4 下に形成された第 2 統合部の第 1 ポテンシャル井戸 P W 4 に移動して保持される。このような動作によって第 1 統合部 S D 1 の第 1 電荷 Q 1 が第 2 統合部 S D 2 へ寄るとともに、第 2 統合部 S D 2 の第 2 電荷 Q 2 が第 1 統合部 S D 1 へ寄り、第 1 統合部 S D 1 の第 1 電荷 4 3 - 1 と第 2 統合部 S D 2 の第 2 電荷 4 3 - 2 とが 1 個の電極 (第 1 統合部の第 3 電極 4 3 - 3) 4 3 を隔てて配置される。そして、次の動作タイミングの時刻 t 2 4 において、第 1 統合部 S D 1 の第 1 電荷 Q 1 と第 2 統合部 S D 2 の第 2 電荷 Q 2 とを隔てているこの第 1 統合部 S D 1 の第 3 電極 4 3 - 3 に、第 1 統合部 S D 1 の第 2 電極 4 3 - 2 および第 2 統合部 S D 2 の第 1 電極 4 3 - 4 にそれぞれ印加されている電圧と同じ電圧が印加されることによって、第 1 統合部 S D 1 の第 2 ポテンシャル井戸 P W 2 が第 2 電極 4 3 - 2 下だけでなく第 3 電極 4 3 - 3 下にも拡がるとともに、第 2 統合部 S D 2 の第 1 ポテンシャル井戸 P W 4 が第 1 電極 4 3 - 4 下だけでなく第 1 統合部 S D 1 の第 3 電極 4 3 - 3 下にも拡がる結果、第 1 統合部 S D 1 の第 2 および第 3 電極 4 3 - 2、4 3 - 3 下ならびに第 2 統合部 S D の第 1 電極 4 3 - 4 下に亘るポテンシャル井戸 P W 2 3 4 が形成され、第 1 統合部 S D 1 の第 1 電荷 Q 1 と第 2 統合部 S D 2 の第 2 電荷 Q 2 とが統合される。そして、次の動作タイミングの時刻 t 2 5 において、第 1 統合部 S D 1 の第 2 電極 4 3 - 2 に印加されていた電圧が解消されるとともに第 2 統合部 S D 2 の第 1 電極 4 3 - 4 に印加されていた電圧が解消され、そして、第 1 統合部 S D 1 の第 3 電極 4 3 - 3 に電圧が印加されることによって、この統合された第 1 統合部 C D 1 の第 1 電荷 Q 1 と第 2 統合部 S D 2 の第 2 電荷 Q 2 とが第 1 統合部 S D 1 の第 3 電極 4 3 - 3 下に形成された第 1 統合部 S D 1 の第 3 ポテンシャル井戸 P W 3 に保持され、第 1 統合部 S D 1 の第 1 電荷 Q 1 と第 2 統合部 S D 2 の第 2 電荷 Q 2 と加算結果 Q ($= Q 1 + Q 2$) となる。このように電荷統合部 S D は、所定パターンの駆動電圧を各電極に印加することによって、第 1 統合部 S D 1 のポテンシャル井戸 P W に保持され

10

20

30

40

50

ている第1電荷 Q_1 と第2統合部SD2のポテンシャル井戸PWに保持されている第2電荷 Q_2 とを1個のポテンシャル井戸PWへ導き統合することによって、第1統合部SD1の第1電荷 Q_1 と第2統合部SD2の第2電荷 Q_2 とを電荷のまま加算することができる。すなわち、電荷統合部SDは、第1統合部SD1の第1電荷 Q_1 と第2統合部SD2の第2電荷 Q_2 とをアナログで加算することができる。

【0046】

アナログ乗算部22は、例えば、直列に接続されている複数の電荷分割部CDと、電荷統合部SDとを備え、電荷保持部21の出力値に対応する電荷量 Q を電荷分割部CDで2等分し、その一方を電荷分割部CDで2等分し、これを繰り返すことで、 $2^{-1}Q$ 、 $2^{-2}Q$ 、 $2^{-3}Q$ 、 \dots 、 $2^{-n}Q$ の複数の電荷を生成し、これら各電荷を、重み付けMの2進表現 m_1 、 m_2 、 m_3 、 \dots 、 m_n に従って取捨し、この取り上げた電荷を電荷統合部SDで統合することで、 $M \times Q$ の乗算をアナログで行うことができる。

10

【0047】

このようなアナログ乗算部22は、例えば、特開平06-237173号公報(特許第2599679号公報)、特開平06-350453号公報(特許第2955734号公報)、特開平07-335866号公報(特許第2665726号公報)および特開平08-050546号公報も参照することができる。

【0048】

そして、アナログ乗算部22の重み付けMは、高調波成分を第1超音波信号の基本波で表現した関数式の係数に基づいて設定される。例えば、第2次高調波成分を抽出する場合には、第2次高調波成分が式7の関数式で表現されるので、 $f(t - t)$ の項は、その重み付けMが0.5であり、 $f(t)$ の項は、その重み付けMが $a (= 1 - 2 \times ((x \times t) / T)^2)$ であり、そして、 $f(t + t)$ の項は、その重み付けMが0.5である。

20

【0049】

アナログ加算部23は、複数のアナログ乗算部22の各出力(乗算結果)をアナログ処理によって加算する回路であり、例えば、各アナログ乗算部22の乗算結果として保持されている電荷を1個に統合することによって、複数のアナログ乗算部22の各乗算結果をアナログ処理で加算することができる。アナログ加算部23は、例えば、図5に示す電荷統合部SDによって構成され、電荷転送素子(電荷結合素子)を用いて構成される。

30

【0050】

このように電荷保持部21、アナログ乗算部22およびアナログ加算部23は、CCD原理に基づく電荷転送素子(電荷結合素子)を用いて構成可能である。

【0051】

次に、受信部13のより具体的な構成について説明する。図6は、実施形態の超音波診断装置における受信部の構成を示す図である。図7は、受信部の一部の動作を示すタイムチャートである。

【0052】

受信部13は、例えば、図6に示すように、プリアンプ部51と、絶対値化部52と、サンプルホールド部(SH部)53と、電荷保持部54と、アナログ乗算部55と、アナログ加算部56と、アナログ-デジタル変換部57と、タイミング発生部58とを備えて構成されている。前記高調波抽出部Hは、電荷保持部54、アナログ乗算部55およびアナログ加算部56が相当する。

40

【0053】

プリアンプ部51は、超音波探触子2に接続され、被検体内から来た第2超音波信号に基づく超音波探触子2の出力を所定の増幅率で線形に増幅する増幅回路である。なお、プリアンプ部51は、以後の信号処理を実行する上で十分なレベルの信号が超音波探触子2から出力される場合には、省略可能である。

【0054】

絶対値化部52は、プリアンプ部51に接続され、プリアンプ部51の出力(超音波探

50

触子 2 の出力) の絶対値を出力するとともにプリアンプ部 5 1 の出力における正負の符号 (符号ビット列) を出力する回路である。CCD 原理に基づく電荷転送素子 (電荷結合素子) を用いて構成される上述の電荷保持部 2 1、アナログ乗算部 2 2 およびアナログ加算部 2 3 で処理される電荷は、正の値であることから、受信部 1 3 で正負の両方を処理可能とするために、超音波探触子 2 の出力をその大きさと符号とに分ける必要がある。このため、プリアンプ部 5 1 の出力が絶対値化部 5 2 によって絶対値化されて出力されるとともにその符号が出力される。この符号 (符号ビット列) は、以後、絶対値化された超音波探触子 2 の出力に伴って、SH 部 5 3、電荷保持部 5 4、アナログ乗算部 5 5 およびアナログ加算部 5 6 の各部を伝播する。

【0055】

SH 部 5 3 は、絶対値化部 5 2 に接続され、タイミング発生部 5 8 からの動作タイミングに応じたサンプリング周期 t で、絶対値化部 5 2 の出力 (絶対値化された超音波探触子 2 の出力) を保持する回路である。SH 部 5 3 は、動作タイミングに応じたタイミングで、この保持した絶対値化部 5 2 の出力に対応する電荷を電荷保持部 5 4 へ出力する。

【0056】

電荷保持部 5 4 は、SH 部 5 3 に接続され、上述した電荷保持部 2 1 に対応し、所定時刻の超音波探触子 2 の出力値に対応する電荷量を保持する回路である。この電荷保持部 5 4 は、超音波探触子 2 の出力から第 2 高調波成分を抽出すべく、少なくとも 3 個の電荷保持部 5 4 - 1、5 4 - 2、5 4 - 3 を備えて構成される。これら各電荷保持部 5 4 - 1、5 4 - 2、5 4 - 3 は、直列に接続されており、タイミング発生部 5 8 からの動作タイミングに応じたタイミングで自己の電荷保持部 5 4 で保持している電荷を順次に後段の電荷保持部 5 4 へ転送する。すなわち、複数 (この例では 3 個) の電荷保持部 5 4 は、電荷転送素子 (電荷結合素子) を構成している。この構成によって、各電荷保持部 5 4 - 1、5 4 - 2、5 4 - 3 は、時刻 $(t + t)$ 、時刻 t および時刻 $(t - t)$ の 3 個の超音波探触子 2 における各出力値 $f(t + t)$ 、 $f(t)$ 、 $f(t - t)$ が保持される。

【0057】

アナログ乗算部 5 5 は、上述したアナログ乗算部 2 2 に対応し、電荷保持部 2 1 の出力値に対応する電荷量 Q を 2 等分し、その一方をさらに 2 等分し、これを繰り返すことで $2^{-1}Q$ 、 $2^{-2}Q$ 、 $2^{-3}Q$ 、 \dots 、 $2^{-n}Q$ の複数の電荷を生成し、これら各電荷を、重み付け (乗数) M ($0 < M < 1$) の 2 進表現 m_1 、 m_2 、 m_3 、 \dots 、 m_n に従って取捨し、この取り上げた電荷を統合することで、 $M \times Q$ の乗算をアナログ処理で行う回路である。このアナログ乗算部 5 5 (5 5 - 1 ~ 5 5 - 3) は、各電荷保持部 2 1 (2 1 - 1 ~ 2 1 - 3) に対応して複数 (この例では 3 個) 設けられる。これら各アナログ乗算部 5 5 - 1 ~ 5 5 - 3 は、その対応する各電荷保持部 2 1 - 1 ~ 2 1 - 3 にそれぞれ接続される。

【0058】

図 6 に示す例では第 2 高調波成分を抽出することから、上述した式 6 または式 7 を演算する必要がある。各電荷保持部 5 4 - 1、5 4 - 2、5 4 - 3 は、上述したように、時刻 $(t + t)$ 、時刻 t および時刻 $(t - t)$ の 3 個の超音波探触子 2 における各出力値 $f(t + t)$ 、 $f(t)$ 、 $f(t - t)$ を保持することから、電荷保持部 5 4 - 1 に接続されるアナログ演算部 5 5 - 1 は、 $0.5 \times f(t + t)$ を演算し、電荷保持部 5 4 - 2 に接続されるアナログ演算部 5 5 - 2 は、 $a \times f(t)$ を演算し、そして、電荷保持部 5 4 - 3 に接続されるアナログ演算部 5 5 - 3 は、 $0.5 \times f(t - t)$ を演算する必要がある。また、乗数 a は、式 6 から分かるように、サンプリング周期 t および基本波の周期 T に基づいて決定される。より具体的には、乗数 a は、サンプリング周期 t の二乗に比例すると共に基本波の周期 T の二乗に反比例する。ここで、送信周波数 (基本波の周波数 $1/T$) を 4 MHz とし、基本波の 1 波長に対するサンプリング数を 100.5 ポイント (個)、すなわち、サンプリング周波数 ($1/t$) を 402 MHz とすると、乗数 $a = 1 - 2 \times ((\times 1 / 402 \text{ M}) / (1 / 4 \text{ M}))^2 = 1 - 2^{-9} = 511 / 512$ となる。したがって、アナログ乗算部 5 5 - 1 は、電荷保持部 5 4 - 1 の出力値に

10

20

30

40

50

対応する電荷量 Q を 2 等分する回路、すなわち、 $1 \times 2^{-1} Q$ を実現する回路で構成することができる。アナログ乗算部 55-2 は、電荷保持部 54-2 の出力値に対応する電荷量 Q を、 $1 \times 2^{-1} Q + 1 \times 2^{-2} Q + 1 \times 2^{-3} Q + 1 \times 2^{-4} Q + 1 \times 2^{-5} Q + 1 \times 2^{-6} Q + 1 \times 2^{-7} Q + 1 \times 2^{-8} Q + 1 \times 2^{-9} Q$ とする回路で構成することができる。アナログ乗算部 55-3 は、電荷保持部 54-3 の出力値に対応する電荷量 Q を 2 等分する回路、すなわち、 $1 \times 2^{-1} Q$ を実現する回路で構成することができる。

【0059】

より具体的には、アナログ乗算部 55-1 は、電荷保持部 54-1 の電荷量 Q をセンシングフローティングゲート 541-1 を介して転写し、電荷保持部 54-1 の電荷量 Q と等しい電荷量 Q を保持する電荷移送部 61-1 と、上述した電荷分割部 CD のように、電荷移送部 61-1 の電荷量 Q を 2 等分する電荷分割部 621-1 と、電荷分割部 621-1 で 2 等分された一方の電荷 $Q/2$ ($= Q/2$) をタイミング発生部 58 からの動作タイミングに従って順次に転送する 8 段の電荷転送部 631-1 ~ 638-1 とを備えて構成される。センシングフローティングゲート 541-1 は、電荷保持部 54-1 の電荷量 Q を非破壊で検出する検出用のフローティングゲートであり、例えば、半導体に絶縁体層を介して設けられた電極における前記半導体に対する電位を検出することによって前記半導体に蓄積された電荷量を非破壊で検出するものであり、後述のセンシングフローティングゲート 541-2、541-3 も同様である。電荷分割部 621-1 は、上述した電荷分割部 CD と同様に、第 1 および第 2 分割部を備え、そのうちの一方の分割部、例えば、第 2 分割部に保持された電荷 $Q/2$ が 8 段の電荷転送部 631-1 ~ 638-1 によって転送される。アナログ乗算部 55-1 の 8 段の電荷転送部 631-1 ~ 638-1 は、アナログ乗算部 55-1 の出力とアナログ乗算部 55-2 の出力とを同期させるために必要となった構成である。

【0060】

アナログ乗算部 55-2 は、電荷保持部 54-2 の電荷量 Q をセンシングフローティングゲート 541-2 を介して転写し、電荷保持部 54-2 の電荷量 Q と等しい電荷量 Q を保持する電荷移送部 61-2 と、上述した電荷分割部 CD のように、電荷移送部 61-1 の電荷量 Q を順次に 2 等分する 9 段の電荷分割部 621-2 ~ 629-2 と、各電荷分割部 621-2 ~ 629-2 で 2 等分された一方の電荷 $Q/2^k$ ($= 2^{-k} Q$ 、 $k = 1 \sim 9$) をそれぞれ加算しながらタイミング発生部 58 からの動作タイミングに従って順次に転送する 8 段の電荷加算部 642 ~ 649 とを備えて構成される。電荷分割部 621-2 ~ 629-2 は、上述した電荷分割部 CD と同様に、第 1 および第 2 分割部を備え、そのうちの一方の分割部、例えば、第 2 分割部に保持された電荷 $Q/2$ が次段の電荷分割部 622-2 ~ 628-2 でさらに 2 等分され、そのうちの他方の分割部、例えば、第 1 分割部に保持された電荷 $Q/2$ が次段の電荷加算部 642 ~ 649 で加算される。電荷加算部 642 ~ 649 は、電荷加算部 SD と同様に、第 1 および第 2 加算部を備え、そのうちの一方、例えば、第 2 加算部が前段の前記電荷分割部 621-2 ~ 629-2 における他方の分割部 (第 1 分割部) と兼用されており、また、そのうちの他方、例えば、第 1 加算部が次段の第 1 加算部と直列に接続されており、タイミング発生部 58 からの動作タイミングに応じたタイミングで自己の第 1 加算部で保持している電荷を順次に次段の第 1 加算部へ転送する。

【0061】

アナログ乗算部 55-3 は、電荷保持部 54-3 の電荷量 Q をセンシングフローティングゲート 541-3 を介して転写し、電荷保持部 54-3 の電荷量 Q と等しい電荷量 Q を保持する電荷移送部 61-3 と、上述した電荷分割部 CD のように、電荷移送部 61-3 の電荷量 Q を 2 等分する電荷分割部 621-3 と、電荷分割部 621-3 で 2 等分された一方の電荷 $Q/2$ ($= Q/2$) をタイミング発生部 58 からの動作タイミングに従って順次に転送する 8 段の電荷転送部 631-3 ~ 638-3 とを備えて構成される。電荷分割部 621-3 は、上述した電荷分割部 CD と同様に、第 1 および第 2 分割部を備え、そのうちの一方の分割部、例えば、第 1 分割部に保持された電荷 $Q/2$ が 8 段の電荷転送部 631

- 3 ~ 6 3 8 - 3 によって転送される。アナログ乗算部 5 5 - 3 の 8 段の電荷転送部 6 3 1 - 3 ~ 6 3 8 - 3 も、アナログ乗算部 5 5 - 3 の出力とアナログ乗算部 5 5 - 2 の出力とを同期させるために必要となった構成である。

【 0 0 6 2 】

アナログ加算部 5 6 は、上述したアナログ加算部 2 3 に対応し、複数のアナログ乗算部 5 5 (5 5 - 1 ~ 5 5 - 3) の各乗算結果をアナログ処理で加算する回路であり、例えば、各アナログ乗算部 5 5 (5 5 - 1 ~ 5 5 - 3) の乗算結果として保持されている電荷を 1 個に統合することによって、複数のアナログ乗算部 5 5 (5 5 - 1 ~ 5 5 - 3) の各乗算結果をアナログ処理で加算する回路である。より具体的には、アナログ加算部 5 6 は、アナログ乗算部 5 5 で演算されている超音波探触子 2 の出力における符号が正 (+) である場合に、各アナログ乗算部 5 5 - 1 ~ 5 5 - 3 の乗算結果である各電荷を統合する電荷統合部 7 1 と、アナログ乗算部 5 5 で演算されている超音波探触子 2 の出力における符号が負 (-) である場合に、各アナログ乗算部 5 5 - 1 ~ 5 5 - 3 の乗算結果である各電荷を統合する電荷統合部 7 2 と、アナログ減算回路 7 3 とを備えて構成されている。電荷統合部 7 1、7 2 は、上述した電荷統合部 S D と同様に構成され、3 個の電荷を統合する。アナログ減算回路の正の入力端子 (+) には、電荷統合部 7 1 の出力が接続され、アナログ減算回路の負の入力端子 (-) には、電荷統合部 7 2 の出力が接続される。したがって、アナログ乗算部 5 5 で演算されている超音波探触子 2 の出力における符号が正 (+) である場合には、プラスの符号を持った電荷統合部 7 1 の出力値がアナログ減算回路 7 3 から出力され、アナログ乗算部 5 5 で演算されている超音波探触子 2 の出力における符号が負 (-) である場合には、マイナスの符号を持った電荷統合部 7 2 の出力値がアナログ減算回路 7 3 から出力される。

10

20

【 0 0 6 3 】

そして、アナログ - デジタル変換部 5 7 は、アナログ加算部 5 6 に接続され、アナログ加算部 5 6 の出力値をアナログ信号からデジタル信号に変換する回路である。アナログ - デジタル変換部 5 7 の出力は、受信部 1 3 の出力とされ、画像処理部 1 4 へ出力される。

【 0 0 6 4 】

このような受信部 1 3 では、プリアンプ部 5 1、絶対値化部 5 2、S H 部 5 3、電荷保持部 5 4 (5 4 - 1 ~ 5 4 - 4)、アナログ乗算部 5 5 (5 5 - 1 ~ 5 5 - 3)、アナログ加算部 5 6 およびアナログ - デジタル変換部 5 7 の各部は、タイミング発生部 5 8 から動作クロックがそれぞれ供給され、所定の動作タイミングで動作している。さらに、アナログ乗算部 5 5 では、その電荷分割部 6 2 1 - 1、6 2 1 - 2 ~ 6 2 9 - 2、6 2 1 - 3、電荷転送部 6 3 1 - 1 ~ 6 3 8 - 1、6 3 1 - 3 ~ 6 3 8 - 3 および電荷加算部 6 4 2 ~ 6 4 9 も前記所定の動作タイミングで動作している。

30

【 0 0 6 5 】

そして、被検体内に送信した第 1 超音波信号に基づく被検体内から来た第 2 超音波信号が超音波探触子 2 で受信され、超音波探触子 2 の出力がプリアンプ部 5 1 に入力される。この超音波探触子 2 の出力は、プリアンプ部 5 1 で所定の増幅率で線形に増幅され、絶対値化部 5 2 に入力される。このプリアンプ部 5 1 の出力は、例えば、図 7 の最上段に示される。図 7 には、最上段の第 1 段から最下段の第 7 段に向けて順に、プリアンプ部 5 1 の出力 (第 1 段)、絶対値化部 5 2 の出力 (第 2 段)、S H 部 5 3 の出力 (第 3 段)、電荷保持部 5 4 - 1 (第 4 段)、電荷保持部 5 4 - 2 (第 5 段)、電荷保持部 5 4 - 3 (第 6 段) および電荷保持部 5 4 - 4 (第 7 段) がそれぞれ示されている。

40

【 0 0 6 6 】

このプリアンプ部 5 1 の出力は、図 7 の第 2 段に示すように、絶対値化部 5 2 で絶対値とされ (負が軸で折り返されて正とされ)、S H 部 5 3 に入力される。絶対値化部 5 2 の出力は、図 7 の第 3 段に示すように、S H 部 5 3 で前記所定の動作タイミング (サンプルング周期) t でサンプリングされ、電荷量および符号が電荷保持部 5 4 - 1 に入力される。S H 部 5 3 の出力は、図 7 の第 4 段に示すように、電荷保持部 5 4 - 1 で保持される。

50

【 0 0 6 7 】

そして、4個の電荷保持部54-1～54-4では、図7の第4段ないし第7段に示すように、前記所定の動作タイミング t に応じたタイミングで自己の電荷保持部54で保持している電荷をその符号(+または-)とともに順次に後段の電荷保持部54へ転送する。例えば、電荷保持部54-1は、前記所定の動作タイミング t に応じたタイミングで自己の電荷保持部54-1で保持している電荷をその符号とともに順次に後段の電荷保持部54-2へ転送する。

【 0 0 6 8 】

また、アナログ乗算部55-1では、電荷保持部54-1の電荷 $Q(t + t)$ がその符号とともに電荷移送部61-1へ移送され、その電荷 $Q(t + t)$ が電荷分割部621-1で2等分され、その一方の電荷 $Q_2 (= 0.5 \times Q(t + t))$ がその符号とともに第1段目の電荷転送部631-1から第8段目の電荷転送部638-1へ前記所定の動作タイミング t に応じたタイミングで順次に転送される。そして、アナログ乗算部55-1では、その符号が正の場合には、その出力(電荷転送部638-1の出力)がアナログ加算部56の電荷統合部71へ入力され、その符号が負の場合には、その出力(電荷転送部638-1の出力)がアナログ加算部56の電荷統合部72へ入力される。

10

【 0 0 6 9 】

また、アナログ乗算部55-2では、電荷保持部54-2の電荷 $Q(t)$ がその符号とともに電荷移送部61-2へ移送され、その電荷 $Q(t)$ が第1段目の電荷分割部621-2で2等分され、前記所定の動作タイミング t に応じたタイミングで、その一方の電荷 $Q_1 (= 2^{-1} \times Q(t))$ がその符号とともに第1段目の電荷加算部642へ転送されるとともに、その他方の電荷 $Q_2 (= 2^{-1} \times Q(t))$ が第2段目の電荷分割部622-2へ転送される。そして、第2段目の電荷分割部622-2では、この電荷 $2^{-1} \times Q(t)$ が2等分され、前記所定の動作タイミング t に応じたタイミングで、その一方の電荷 $Q_1 (= 2^{-2} \times Q(t))$ が第2段目の電荷加算部643へ転送されるとともに、その他方の電荷 $Q_2 (= 2^{-2} \times Q(t))$ が第3段目の電荷分割部623-2へ転送され、そして、第1段目の電荷加算部642の電荷 $2^{-1} \times Q(t)$ がその符号とともに第2段目の電荷加算部643へ転送される。第2段目の電荷加算部643では、それぞれ転送された電荷 $2^{-1} \times Q(t)$ と電荷 $2^{-2} \times Q(t)$ とが加算され ($2^{-1} \times Q(t) + 2^{-2} \times Q(t)$)、第3段目の電荷分割部623-2では、この電荷 $2^{-2} \times Q(t)$ が2等分される。そして、前記所定の動作タイミング t に応じたタイミングで、第3段目の電荷分割部623-2における一方の電荷 $Q_1 (= 2^{-3} \times Q(t))$ が第3段目の電荷加算部644へ転送されるとともに、その他方の電荷 $Q_2 (= 2^{-3} \times Q(t))$ が第4段目の電荷分割部624-2へ転送され、そして、第2段目の電荷加算部643の電荷 $2^{-1} \times Q(t) + 2^{-2} \times Q(t)$ がその符号とともに第3段目の電荷加算部644へ転送される。以後、前記所定の動作タイミング t に応じたタイミングごとに、同様に動作し、第9段目の電荷分割部629-2には、電荷 $2^{-9} \times Q(t) = (1/512) \times Q(t)$ が保持され、第8段目の電荷加算部649には、電荷 $2^{-1} \times Q(t) + 2^{-2} \times Q(t) + 2^{-3} \times Q(t) + 2^{-4} \times Q(t) + 2^{-5} \times Q(t) + 2^{-6} \times Q(t) + 2^{-7} \times Q(t) + 2^{-8} \times Q(t) + 2^{-9} \times Q(t) = (511/512) \times Q(t)$ がその符号とともに保持される。

20

30

40

【 0 0 7 0 】

そして、アナログ乗算部55-2では、その符号が正の場合には、その出力(電荷加算部649の出力)がアナログ加算部56の電荷統合部71へ入力され、その符号が負の場合には、その出力(電荷加算部649の出力)がアナログ加算部56の電荷統合部72へ入力される。

【 0 0 7 1 】

また、アナログ乗算部55-3では、電荷保持部54-3の電荷 $Q(t - t)$ がその符号とともに電荷移送部61-3へ移送され、その電荷 $Q(t - t)$ が電荷分割部621-3で2等分され、その一方の電荷 $Q_1 (= 0.5 \times Q(t - t))$ が第1段目の電

50

荷転送部 6 3 1 - 3 から第 8 段目の電荷転送部 6 3 8 - 3 へ前記所定の動作タイミング t に応じたタイミングでその符号とともに順次に転送される。そして、アナログ乗算部 5 5 - 3 では、その符号が正の場合には、その出力（電荷転送部 6 3 8 - 3 の出力）がアナログ加算部 5 6 の電荷統合部 7 1 へ入力され、その符号が負の場合には、その出力（電荷転送部 6 3 8 - 3 の出力）がアナログ加算部 5 6 の電荷統合部 7 2 へ入力される。

【 0 0 7 2 】

そして、アナログ加算部 5 6 では、処理すべき電荷の符号が正の場合には、電荷統合部 7 1 で各アナログ乗算部 5 5 - 1 ~ 5 5 - 3 の各出力が統合されて加算され、アナログ減算回路 7 3 の正の入力端子（+）へ入力される。一方、処理すべき電荷の符号が負の場合には、電荷統合部 7 2 で各アナログ乗算部 5 5 - 1 ~ 5 5 - 3 の各出力が統合されて加算され、アナログ減算回路 7 3 の負の入力端子（-）へ入力される。そして、処理すべき電荷の符号が正（+）である場合には、プラスの符号を持った電荷統合部 7 1 の出力値がアナログ減算回路 7 3 から出力され、処理すべき電荷の符号が負（-）である場合には、マイナスの符号を持った電荷統合部 7 2 の出力値がアナログ減算回路 7 3 から出力される。アナログ減算回路 7 3 の出力は、アナログ加算部 5 6 の出力であり、アナログ - デジタル変換部 5 7 へ入力される。

10

【 0 0 7 3 】

そして、アナログ - デジタル変換部では、アナログ加算部 5 6 の出力がアナログ信号からデジタル信号へ変換され、受信部 1 3 の出力とされる。

【 0 0 7 4 】

このように動作することによって、受信部 1 3 は、超音波探触子 2 の出力（第 2 超音波信号）をアナログ処理（アナログのままで信号処理）することによって第 2 超音波信号から高調波成分を抽出し、このアナログ処理によって抽出した第 2 超音波信号の高調波成分をデジタル信号化して画像処理部 1 4 へ出力する。

20

【 0 0 7 5 】

なお、上述では、高調波成分として第 2 次高調波成分の場合について説明したが、同様に、第 3 次高調波成分や第 4 次高調波成分等の高次高調波成分の場合についても同様に説明することができる。

【 0 0 7 6 】

このように本実施形態の超音波診断装置 S では、超音波探触子 2 における所定の時間差のある複数のアナログ信号をアナログ処理することによって、すなわち、前記複数のアナログ信号をアナログのままで信号処理することによって、第 2 超音波信号の高調波成分が抽出され、この高調波成分に基づいて被検体の超音波画像が形成される。したがって、超音波診断装置 S は、被検体内の一箇所に対し 2 回の送受信が必要ではなく、アナログ処理によって第 2 超音波信号から高調波成分をより高い分解能で抽出するので、フレームレートを低下させることなく、より階調性の高い超音波画像を形成することができる。また、高調波成分は、フィルタによって抽出されるわけではないので、電気信号の伝播によって減衰損失が発生することもなく、またリングングも発生しない。

30

【 0 0 7 7 】

また、超音波診断装置 S では、上述したように、高調波成分が第 1 超音波信号の基本波によって関数表現され、高調波抽出部 H がアナログ処理を行う回路で簡易に構成される。

40

【 0 0 7 8 】

また、超音波診断装置 S では、電荷保持部 2 1、5 4、アナログ乗算部 2 2、5 5 およびアナログ加算部 2 3、5 6 が電荷転送素子（電荷結合素子）を用いて構成されるので、高調波抽出部 H がより簡易に構成され、また、高調波抽出部 H の IC チップ化が可能である。

【 0 0 7 9 】

また、超音波診断装置 S では、電荷を 2 等分する電荷分割部 C D と、2 個の電荷を 1 個に統合する電荷統合部 S D とを用いて構成されるので、高調波抽出部 H がより簡易に構成される。また、電荷の分割と統合とで前記アナログ信号がアナログ処理されるので、高調

50

波抽出部 H は、比較的高精度にアナログ演算処理を実行することができ、比較的高精度に高調波成分を抽出することができる。

【0080】

図 8 は、超音波探触子の受信波およびこの受信波に含まれる高調波成分を示す図であり、図 9 は、図 8 に示した超音波探触子の受信波から抽出した基本波成分 (1st)、第 2 次高調波成分 (2nd) および第 3 次高調波成分 (3rd) を示す図である。図 8 の横軸は、時間であり、その左縦軸は、受信波の振幅レベルを示し、その右縦軸は、高調波成分の振幅レベルを示す。実線は、受信波を示し、そして、破線は、高調波成分を示す。図 9 の横軸は、周波数であり、その左縦軸は、基本波成分 (1st) の振幅レベルを示し、その右縦軸は、高調波成分 (2nd、3rd) の振幅レベルを示す。実線は、基本波成分 (1st) を示し、そして、破線は、第 2 次高調波成分 (2nd)、第 3 次高調波成分 (3rd) を示す。図 8 および図 9 は、シミュレーションによって得られた結果である。

10

【0081】

図 8 から分かるように、受信波に含まれる高調波成分は、その振幅レベルが受信波の振幅レベルに比べて著しく小さいが、図 9 から分かるように、本実施形態の高調波抽出部 H によって、ほぼ完全に基本波成分が抑圧されている。したがって、高調波成分をアナログ信号からデジタル信号へ変換する際に、アナログ - デジタル変換器のダイナミックレンジを全体に亘って利用することが可能となり、高調波成分が高分解能で変換され、超音波画像の階調性が向上する。

【0082】

本明細書は、上記のように様々な態様の技術を開示しているが、そのうち主な技術を以下に纏める。

20

【0083】

一態様にかかる超音波診断装置は、被検体内に送信した第 1 超音波信号に基づく前記被検体内から来た第 2 超音波信号に基づいて前記被検体内の画像を形成する超音波診断装置であって、前記第 2 超音波信号を受信した超音波探触子の出力を所定の時間間隔でサンプリングすることで得られた複数のアナログ信号をアナログ処理することによって、前記第 2 超音波信号から、前記第 1 超音波信号の周波数を基本周波数とした場合における高調波成分を抽出する高調波抽出部と、前記高調波抽出部で抽出した前記高調波成分に基づいて前記被検体内の画像を形成する画像処理部とを備える。より具体的には、一態様にかかる超音波診断装置は、超音波探触子を介して被検体内へ第 1 超音波信号を送信するための送信部と、前記第 1 超音波信号に基づく前記被検体内から来た第 2 超音波信号を受信した前記超音波探触子の出力を所定の時間間隔でサンプリングすることで得られた複数のアナログ信号をアナログ処理することによって、前記第 2 超音波信号から、前記第 1 超音波信号の周波数を基本周波数とした場合における高調波成分を抽出する受信部と、前記受信部で抽出した前記高調波成分に基づいて前記被検体内の画像を形成する画像処理部とを備える。

30

【0084】

このような構成の超音波診断装置では、高調波抽出部が超音波探触子における所定の時間差のある複数のアナログ信号をアナログ処理することによって、すなわち、複数のアナログ信号をアナログのままに信号処理することによって、第 2 超音波信号の高調波成分を抽出し、画像処理部がこの高調波成分に基づいて被検体内の画像を形成する。したがって、このような構成の超音波診断装置は、被検体内の一箇所に対し 2 回の送受信が必要ではなく、アナログ処理によって第 2 超音波信号から高調波成分を抽出するので、フレームレートを低下させることなく、より階調性の高い超音波画像を形成することができる。

40

【0085】

また、他の一態様では、上述の超音波診断装置において、前記受信部は、前記複数のアナログ信号のそれぞれを保持する複数の電荷保持部と、前記複数の電荷保持部のそれぞれに対応して設けられる複数のアナログ乗算部と、前記複数のアナログ乗算部の各出力をアナログ処理によって加算するアナログ加算部とを備える高調波抽出部を備え、前記アナロ

50

グ乗算部は、前記電荷保持部に保持されているアナログ信号にアナログ処理によって重み付けを行い、前記重み付けは、前記高調波成分を前記第1超音波信号の基本波で表現した関数式の係数に基づいて設定される。

【0086】

この構成によれば、高調波成分が第1超音波信号の基本波によって関数表現され、高調波抽出部がアナログ処理を行う回路で簡易に構成可能となる。

【0087】

また、他の一態様では、上述の超音波診断装置において、前記複数の電荷保持部は、直列に接続され、所定の動作タイミングに応答して自己の電荷保持部で保持しているアナログ信号を順次に後段の電荷保持部へ転送し、前記アナログ乗算部は、電荷転送素子を用いた乗算器であり、前記アナログ加算部は、電荷転送素子を用いた加算器である。

10

【0088】

この構成によれば、電荷保持部、アナログ乗算部およびアナログ加算部が電荷転送素子（電荷結合素子）を用いて構成されるので、高調波抽出部がより簡易に構成可能となり、また、高調波抽出部のICチップ化が可能となる。

【0089】

また、他の一態様では、上述の超音波診断装置において、前記アナログ乗算部は、電荷を2等分して第1および第2分割部にそれぞれ保持し、直列に接続されている複数の電荷分割部と、複数の電荷を1個の電荷に統合する電荷統合部とを備え、電荷保持部で保持しているアナログ信号に対応する電荷量Qを前記電荷分割部で2等分し、その一方を後段の電荷分割部で2等分し、これを繰り返すことで、 $2^{-1}Q$ 、 $2^{-2}Q$ 、 $2^{-3}Q$ 、 \dots 、 $2^{-n}Q$ の複数nの電荷を生成し、これら各電荷を、前記重み付けMの2進表現 m_1 、 m_2 、 m_3 、 \dots 、 m_n に従って取捨し、この取り上げた電荷を前記電荷統合部で統合する。

20

【0090】

この構成によれば、電荷を2等分する電荷分割部と、2個の電荷を1個に統合する電荷統合部とを用いて構成されるので、高調波抽出部がより簡易に構成可能となる。また、電荷の分割と統合とで前記アナログ信号がアナログ処理されるので、高調波抽出部は、比較的高精度にアナログ演算処理を実行することができ、比較的高精度に高調波成分を抽出することができる。

30

【0091】

この出願は、2008年7月10日に出願された日本国特許出願特願2008-179755を基礎とするものであり、その内容は、本願に含まれるものである。

【0092】

本発明を表現するために、上述において図面を参照しながら実施形態を通して本発明を適切且十分に説明したが、当業者であれば上述の実施形態を変更および/または改良することは容易に為し得ることであると認識すべきである。したがって、当業者が実施する変更形態または改良形態が、請求の範囲に記載された請求項の権利範囲を離脱するレベルのものでない限り、当該変更形態または当該改良形態は、当該請求項の権利範囲に包括されると解釈される。

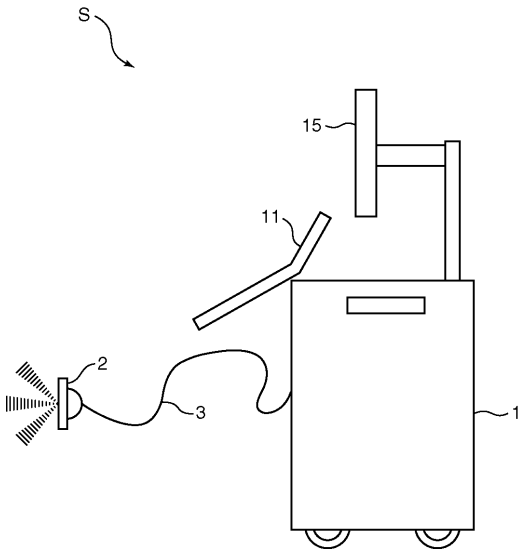
40

【産業上の利用可能性】

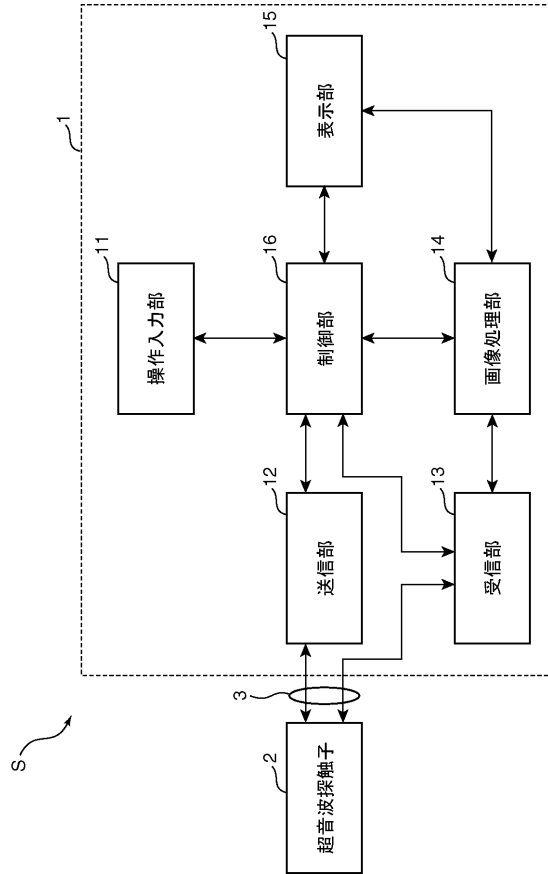
【0093】

本発明によれば、フレームレートを低下させることなく、より階調性の高い超音波画像を形成し得る超音波診断装置を提供することができる。

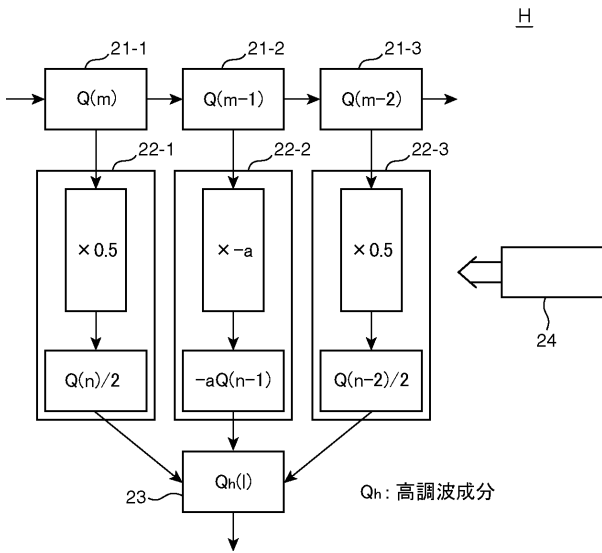
【 図 1 】



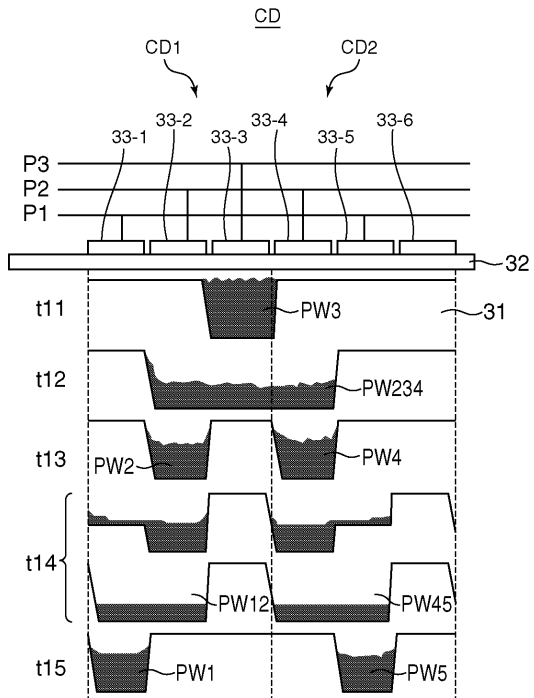
【 図 2 】



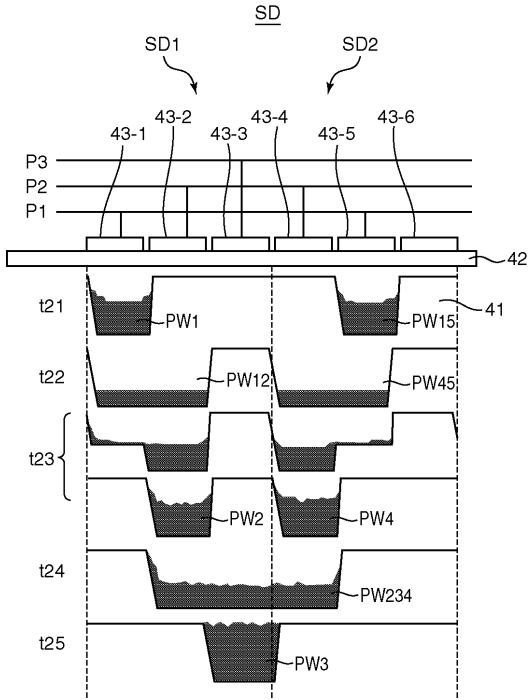
【 図 3 】



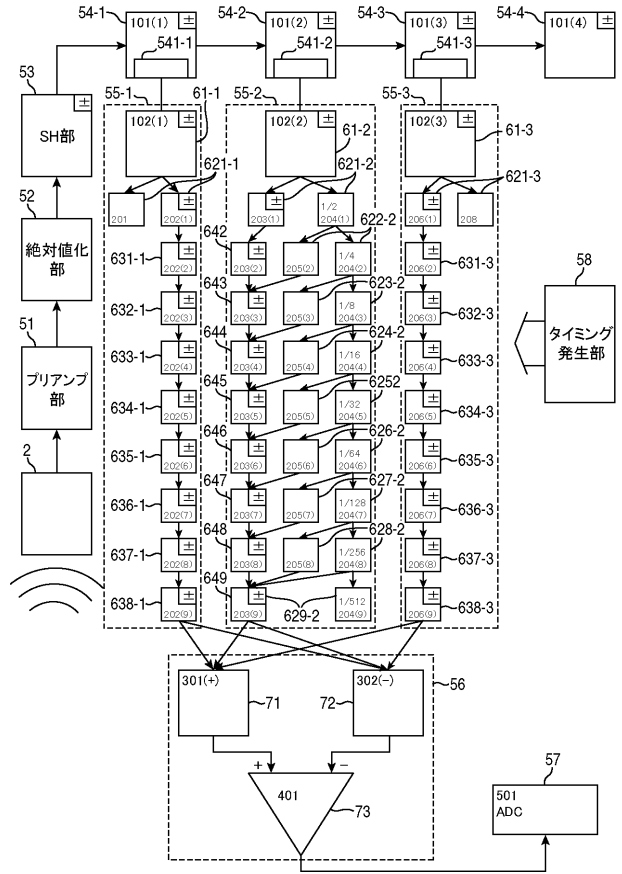
【 図 4 】



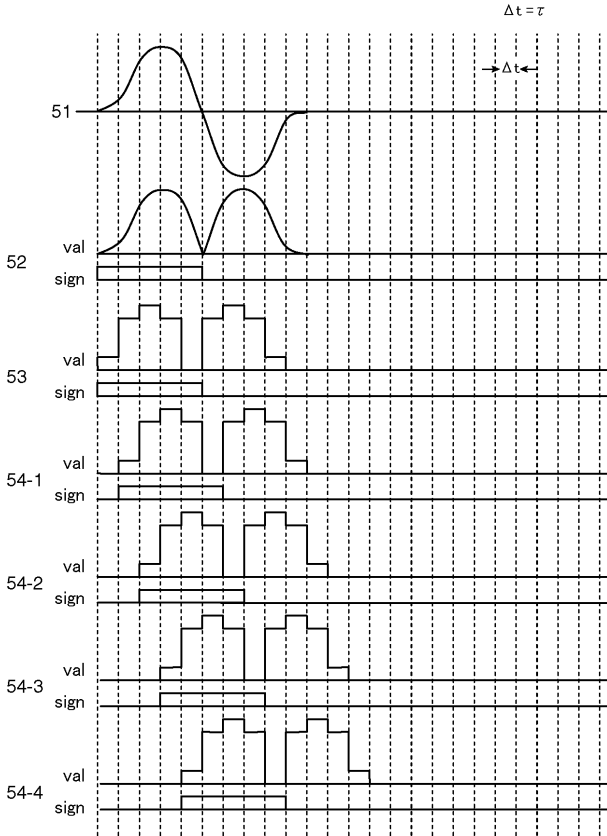
【図5】



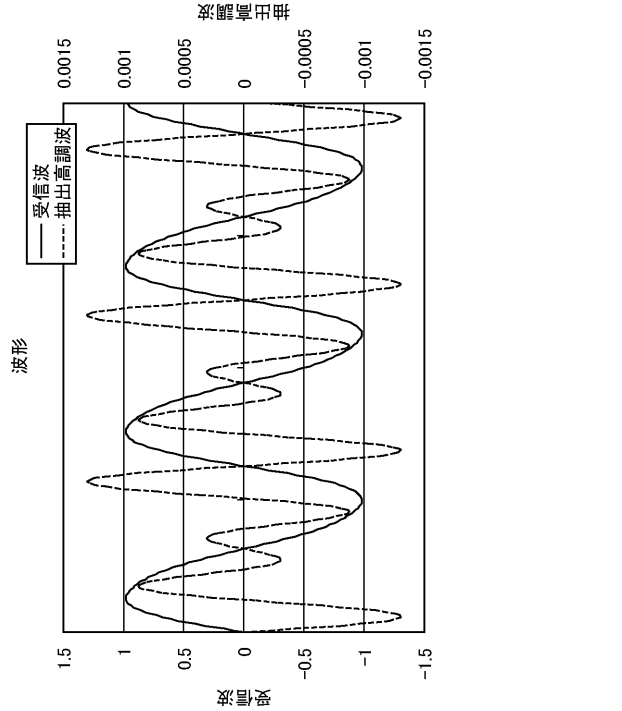
【図6】



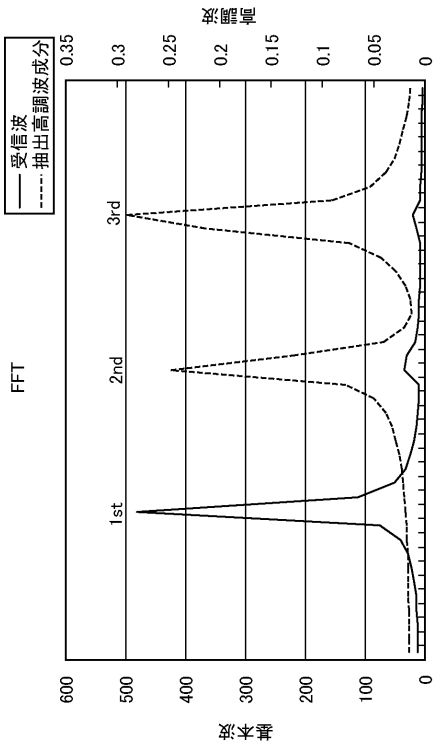
【図7】



【図8】



【 図 9 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2009/062322
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00(2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2009 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2009 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2009		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2001-008933 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 16 January, 2001 (16.01.01), Full text; all drawings (Family: none)	1-4
A	JP 10-179589 A (ATL Ultrasound Inc.), 07 July, 1998 (07.07.98), Full text; all drawings & EP 842638 A2	1-4
A	JP 2003-000596 A (Hitachi Medical Corp.), 07 January, 2003 (07.01.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-4
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 16 July, 2009 (16.07.09)		Date of mailing of the international search report 28 July, 2009 (28.07.09)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2009/062322									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2009年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2009年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2009年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2009年	日本国実用新案登録公報	1996-2009年	日本国登録実用新案公報	1994-2009年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2009年										
日本国実用新案登録公報	1996-2009年										
日本国登録実用新案公報	1994-2009年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2001-008933 A (松下電器産業株式会社) 2001.01.16, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-4									
A	JP 10-179589 A (エイティーエル・ウルトラサウンド・インコーポレイテッド) 1998.07.07, 全文、全図 & EP 842638 A2	1-4									
A	JP 2003-000596 A (株式会社日立メディコ) 2003.01.07, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-4									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 16.07.2009		国際調査報告の発送日 28.07.2009									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也	2Q 3101								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2010004967A1	公开(公告)日	2012-01-05
申请号	JP2010519773	申请日	2009-07-06
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
[标]发明人	中原雅文		
发明人	中原 雅文		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52038		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE12 4C601/EE03 4C601/JB28 4C601/JB45 4C601/JB47		
代理人(译)	樱井 智		
优先权	2008179755 2008-07-10 JP		
其他公开文献	JP5299427B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在根据本发明的超声诊断设备S中，基于包含在第二超声信号中的谐波分量的被检体内部，该第二超声信号来自被检体内部，基于被传送到被检体中的第一超声信号。当在图像处理单元14，接收单元13中形成图像时，是通过以预定时间间隔对已经接收到第二超声信号的超声探头2的输出进行采样而获得的多个类似物。通过对信号进行模拟处理来提取谐波分量。

