

(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2010-142450

(P2010-142450A)

(43) 公開日 平成22年7月1日(2010.7.1)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
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 13 頁)

(21) 出願番号 特願2008-323551 (P2008-323551)
(22) 出願日 平成20年12月19日 (2008.12.19)(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
(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
Fターム(参考) 4C601 BB06 DE08 EE12 EE14 GB03
HH21 JB04

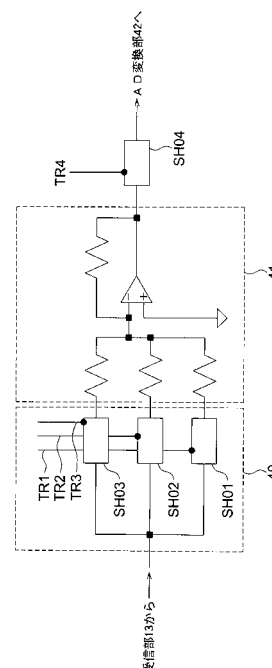
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】被検体内に送信した第1超音波信号が被検体内において反射されて生成された反射信号である第2超音波信号を受信し、第2超音波信号の高調波成分を抽出する比較的小規模で低コストな信号処理回路を採用した低コストな超音波診断装置を提供する。

【解決手段】第2超音波信号を受信して、互いに異なる位相を有する所定周期で、N個(Nは2以上の自然数)アンダーサンプリングした後に加算する。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に第 1 超音波信号を送信する送信部と、
前記第 1 超音波信号が前記被検体内において反射されて生成された反射信号である第 2 超音波信号を受信して、電気信号を各々生成する複数の受信部と、
前記受信部毎に対応して備えられ、各々の前記受信部が生成した電気信号を、互いに異なる位相を有する所定周期で、N 個（N は 2 以上の自然数）アンダーサンプリングして N 個のアンダーサンプリング信号を生成する複数のサンプル部と、
前記サンプル部毎に対応して備えられ、前記 N 個のアンダーサンプリング信号を加算して加算信号を生成する複数の加算部と、
前記複数の加算部が生成した加算信号に基づいて画像を形成する画像形成部と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記受信部毎に各々定めた時間遅延量を、各々の前記受信部に対応する前記加算部が生成した前記加算信号に付与した後に、全ての前記加算信号を加算する整相加算部を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記複数の加算部の各々と前記整相加算部の間に前記複数の加算部の各々が生成した加算信号を A/D 変換して前記整相加算部に入力する A/D 変換部を有することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体内に第 1 超音波信号を送信し、前記第 1 超音波信号が前記被検体内において反射して生成された第 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、脾臓および脾臓等）、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。

30

【0003】

超音波診断装置には、被検体に対して超音波（超音波信号）を送受信する超音波探触子が用いられている。超音波探触子は、圧電現象を利用することによって、送信の電気信号に基づいて機械振動して超音波（超音波信号）を発生し、被検体内部で音響インピーダンスの不整合によって生じる超音波（超音波信号）の反射波を受けて受信の電気信号を生成する複数の圧電素子を備え、これら複数の圧電素子が例えばアレイ状に 2 次元配列されて構成されている（例えば、特許文献 1 参照）。

40

【0004】

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、基本周波数成分のレベルに比較してサイド

50

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。

【0005】

ハーモニックイメージング技術の例として、被検体に対して位相の異なる超音波信号を送信し、受信信号を加算することで、基本波成分を相殺し、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がある。180度異なる位相を有する二つの超音波信号を送信する技術 (例えば、特許文献2参照) の他、さらに多くの異なる位相を有する超音波信号を送信する技術 (例えば、特許文献3参照) がある。

10

【0006】

特許文献2及び3に記載されている技術においては、送信する超音波信号の数は異なるが、送信する超音波信号の位相を所定の関係とし、反射する全ての基本波成分を足し合わせて互いに打消しあうようにし、反射波のうちの高調波成分のみ抽出するという方式において共通する。抽出した高調波成分をサンプリングし、解析して超音波画像を得る。

【特許文献1】特開2004-088056号公報

【特許文献2】特開2001-299764号公報

【特許文献3】特開2006-271791号公報

【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献2及び3に記載の技術は、反射波のうちの基本波成分を打ち消し合わせて除去することはできるが、被検体の測定箇所の画像信号を含んだ反射波の高調波成分のサンプリング方法を改善するものではない。

【0008】

そのため、基本周波数よりも次数分だけ高い周波数を有する高調波成分を処理できる信号処理回路が必要となる。例えば、信号処理回路にデジタル回路を採用する場合、高度なAD変換器が必要となる。

【0009】

30

信号処理回路が処理する周波数が高ければ高いほど、超音波診断装置が対応できるフレームレートは低くなってしまふ。

【0010】

従って、フレームレートを落とさずに、高調波成分をサンプリングするには、その周波数を処理できる高度な信号処理回路が必要となる。しかし、高度な信号処理回路は大規模となって、二次元配列された圧電素子に作り込むには難易度が高い。また、高度な信号処理回路はコストが高い。

【0011】

本発明は、高調波成分の簡易なサンプリング方法を用いた比較的小規模で低コストな信号処理回路を採用した低コストな超音波診断装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0012】

前述の目的は、下記に記載する発明により達成される。

【0013】

1. 被検体内に第1超音波信号を送信する送信部と、
前記第1超音波信号が前記被検体内において反射されて生成された反射信号である第2超音波信号を受信して、電気信号を各々生成する複数の受信部と、
前記受信部毎に対応して備えられ、各々の前記受信部が生成した電気信号を、互いに異なる位相を有する所定期間で、N個 (Nは2以上の自然数) アンダーサンプリングしてN個のアンダーサンプリング信号を生成する複数のサンプル部と、

50

前記サンプル部毎に対応して備えられ、前記N個のアンダーサンプリング信号を加算して加算信号を生成する複数の加算部と、
前記複数の加算部が生成した加算信号に基づいて画像を形成する画像形成部と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【0014】

2. 前記受信部毎に各々定めた時間遅延量を、各々の前記受信部に対応する前記加算部が生成した前記加算信号に付与した後に、全ての前記加算信号を加算する整相加算部を有することを特徴とする前記1に記載の超音波診断装置。

【0015】

3. 前記複数の加算部の各々と前記整相加算部の間に前記複数の加算部の各々が生成した加算信号をAD変換して前記整相加算部に入力するAD変換部を有することを特徴とする前記2に記載の超音波診断装置。

10

【発明の効果】

【0016】

高調波成分の簡易なサンプリング方法を用いた比較的小規模で低コストな信号処理回路を採用した低コストな超音波診断装置を提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下に本発明の実施形態を図面により説明するが、本発明は以下に説明する実施形態に限られるものではない。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。

20

【0018】

図1は実施形態における超音波診断装置Sの外観構成を示す図であり、図2は実施形態における超音波診断装置Sの電氣的な構成を示すブロック図である。超音波診断装置S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、単一の周波数からなり複数の波数を有するパースト波である超音波（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の反射波である第2超音波信号に基づいて、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。

30

【0019】

図3は、超音波探触子（超音波プローブ）2の構造を示す図である。超音波探触子2は、被検体内に第1超音波信号を送信し、この第1超音波信号に対する被検体内からの反射波である第2超音波信号を受信する装置である。超音波探触子の構成としては、例えば、図3（A）に示すように、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22を備えて構成されている。すなわち、複数の圧電素子22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超音波信号を送信し、そして、被検体内からの第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22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22で受信される。

40

【0020】

より具体的には、例えば、図3（B）に示すように、これら複数の圧電素子22のそれ

50

それは、導電線の信号線 2 4 と接続する導電材料から成る信号電極層 2 2 2 と、信号電極層 2 2 2 上に形成され、圧電材料から成る圧電層 2 2 1 と、圧電層 2 2 1 上に形成され、導電材料から成る接地電極層 2 2 3 とを備えて構成される。すなわち、これら複数の圧電素子 2 2 のそれぞれは、互いに対向する一対の第 1 および第 2 電極を備え、これら第 1 および第 2 電極間に、圧電材料から成る圧電部が形成されている。

【0021】

なお、本明細書において、前述のように、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。また、添え字のうちの左側の添え字は、行番号を示し、その右側の添え字は、列番号を示している。例えば、圧電素子 2 2 - 2 3 は、行番号 2 で列番号 3 の圧電素子 2 2 である。

10

【0022】

これら複数の圧電素子 2 2 は、平板状の音響制動部材 2 1 の一方主面上に配置され、これら複数の圧電素子 2 2 上に音響整合層 2 3 が積層される。複数の圧電素子 2 2 は、クロストーク等の相互干渉を低減するために、互いに所定の隙間（溝、間隙、ギャップ）を空けて音響制動部材 2 1 上に配置される。なお、さらに相互干渉を低減するために、超音波を吸収する超音波吸収材がこの隙間に充填されることが好ましい。この超音波吸収材には、例えば、ポリイミド樹脂やエポキシ樹脂等の熱硬化性樹脂等が用いられる。

【0023】

音響制動部材 2 1 は、超音波を吸収する材料から構成され、複数の圧電素子 2 2 から音響制動部材 2 1 方向へ放射される超音波を吸収するものである。音響制動部材 2 1 は、一般に、ダンパあるいはバッキング層とも呼ばれる。そして、各圧電素子 2 2 のそれぞれに接続する複数の信号線 2 4（図 3（A）では信号線 2 4 - 1 1 ~ 2 4 - 4 6）が音響制動部材 2 1 を貫通している。なお、各圧電素子 2 2 のそれぞれに接続する複数の接地線（アース線）は、図示が省略されているが、各圧電素子 2 2 の上面からそれぞれ引き出される。

20

【0024】

音響整合層 2 3 は、圧電素子 2 2 の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとの整合をとる部材である。従って、音響整合層 2 3 は、圧電素子 2 2 の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとの差が最も小さくなるように設定される。音響整合層 2 3 は、単層で構成されてもよく、あるいは、複数層で構成されてもよい。なお、図 3（A）では、この音響整合層 2 3 の図示が省略されている。また、音響整合層 2 3 は、円弧状に膨出した形状とされ、被検体に向けて送信される超音波を収束する音響レンズの機能を兼用してもよく、また、このような音響レンズが音響整合層 2 3 上に積層されてもよい。

30

【0025】

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 1 1 と、送信部 1 2 と、受信部 1 3 と、画像処理部 1 4 と、表示部 1 5 と、制御部 1 6 と、信号処理部 1 7 とを備えて構成されている。

【0026】

操作入力部 1 1 は、例えば、診断開始を指示するコマンド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。

40

【0027】

送信部 1 2 は、制御部 1 6 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 1 2 は、例えば、制御部 1 6 からの送信信号に応じて送信ビームを形成する図示しない送信ビームフォーマ回路を備えて構成される。

【0028】

受信部 1 3 は、制御部 1 6 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する回路であり、この受信信号を信号処理部 1 7 へ出力する。受

50

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等を備えて構成される。

【0029】

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。

【0030】

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、信号処理部 17、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。

10

【0031】

信号処理部 17 は、受信部からの出力をアンダーサンプリングしつつ高次高調波を抽出する機能を有する。詳細は後述する。

【0032】

画像処理部 14 は、制御部 16 の制御に従って、信号処理部 17 において、抽出された高次高調波の受信信号に基づい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。

【0033】

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 11 から診断開始の指示が入力されると、制御部 16 の制御によって送信部 12 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 における圧電素子 22 へ供給され、該圧電素子 22 がその厚さ方向に伸縮し、超音波振動する。この超音波振動によって、圧電素子 22 は、第 1 超音波信号を放射する。圧電素子 22 から音響制動部材 21 方向へ放射された第 1 超音波信号は、音響制動部材 21 によって吸収される。また、圧電素子 22 から音響整合層 23 方向へ放射された第 1 超音波信号は、音響整合層 23 を介して放射される。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。

20

30

【0034】

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。

【0035】

各圧電素子 22 から順次に超音波が被検体に向けて送信され、被検体で反射した第 2 超音波信号が複数の圧電素子 22 で受信される。

【0036】

この被検体に対して送信された超音波は、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。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 倍等である。

40

【0037】

そして、該圧電素子 22 で取り出されたこの電気信号の受信信号は、ケーブル 3 を介して制御部 16 で制御される受信部 13 で受信される。受信部 13 は、この入力された受信信号を受信処理し、受信された電気信号は信号処理部 17 へ出力される。

【0038】

信号処理部 17 における信号処理について説明する。図 4 は信号処理部 17 の内部構成を示す概要図である。信号処理部 17 には受信部 13 が処理して電気信号に変換した各圧電素子 22 からの出力信号が入力される。

50

【 0 0 3 9 】

信号処理部 1 7 の内部には、サンプル部 4 0、加算部 4 1、A D 変換部 4 2 の各々が、この順番で各圧電素子 2 2 からの出力信号を処理するように配置されている。各 A D 変換部 4 2 の出力を入力するデジタル整相加算器 4 3 が配置されている。サンプル部 4 0 には、制御部 1 6 からのトリガ T R 1、T R 2、T R 3 の入力を受ける信号線が接続されている。

【 0 0 4 0 】

次に信号処理部 1 7 の動作について説明する。各サンプル部 4 0 は各圧電素子 2 2 からの出力信号を複数の異なる（時間的）位相を有する所定周期でアンダーサンプリングすることで、第 2 超音波信号が有する周波数をダウンコンバートし、各位相での第 2 超音波信号を低周波数化する。ダウンコンバートすることで、サンプル部 4 0 以後の信号処理を容易にすることができる。アンダーサンプリング等の詳細については後述する。次に、サンプル部 4 0 によってダウンコンバートされた各電気信号は、加算部 4 1 によって加算され、第 2 超音波信号から高調波成分のみ取り出される。第 2 超音波信号から取り出された高調波成分は A D 変換部 4 2 に入力され、デジタル信号に変換される。なお、アナログ信号の状態では後の信号処理を行うことも可能であり、その場合には A D 変換部は用いない。次にデジタル信号に変換された電気信号はデジタル整相加算器 4 3 に入力され、被検体内の測定箇所から反射した第 2 超音波信号が超音波探触子を構成する各圧電素子 2 2 に到達する時間の時間差を補正される。すなわち、デジタル整相加算器 4 3 は圧電素子 2 2 に対応する受信部に各々定めた時間遅延量を、加算部が生成した加算信号に付与した後に、全ての前記加算信号を加算する。

【 0 0 4 1 】

補正された電気信号は画像処理部 1 4 に出力され被検体内の測定箇所の画像化がなされる。

【 0 0 4 2 】

次に、サンプル部 4 0 と加算部 4 1 について説明する。図 5 は、サンプル部 4 0 と加算部 4 1 の概要図である。サンプル部 4 0 には、受信部 1 3 が処理して電気信号に変換した各圧電素子 2 2 からの各出力信号をサンプルホールドするサンプルホールド回路 S H 0 1、S H 0 2、S H 0 3 が配置されている。サンプルホールド回路の数は、第 2 超音波信号から取り出す高調波の次数に合わせた数にされている。例えば、第 2 高調波を取り出す場合には 2 個、第 3 高調波を取り出す場合には 3 個用意される。

【 0 0 4 3 】

各サンプルホールド回路 S H 0 1、S H 0 2、S H 0 3 の出力は抵抗を介してオペアンプに入力される。オペアンプの 1 つの入力端と出力端は抵抗で接続される。オペアンプの他方の入力端は接地される。オペアンプの出力端にはサンプルホールド回路 S H 0 4 が接続され、サンプルホールド回路 S H 0 4 へのトリガは制御部 1 6 から送られる。サンプルホールド回路の出力は A D 変換部 4 2 に出力される。

【 0 0 4 4 】

続いて、サンプル部 4 0 と加算部 4 1 の動作について説明する。

【 0 0 4 5 】

サンプルホールド回路はトリガがかかったタイミングで入力された電気信号を維持する機能を有する。各サンプルホールド回路におけるサンプルホールド動作は、第 2 超音波信号の 1 周期の時間を、抽出したい高調波の次数で除した時間をずらせて順次行われる。例えば、第 2 高調波を取り出す場合には 1 周期の時間を 2 で除した時間をずらせてサンプルホールドする。第 3 高調波を取り出す場合には 1 周期の時間を 3 で除した時間をずらせてサンプルホールドする。

【 0 0 4 6 】

サンプルホールド回路が第 2 超音波信号をサンプルホールドするタイミングは、制御部 1 6 が制御し、制御部 1 6 からの制御信号であるトリガ T R 1、T R 2、T R 3 が、各サンプルホールド回路 S H 0 1、S H 0 2、S H 0 3 にトリガをかけてタイミングを制御す

る。

【0047】

オペアンプにおいては、オペアンプ入力端への複数の電圧入力端の値が加算されオペアンプ出力端に加算した電圧が出力される。なおオペアンプの開ループゲインが十分に大きいことと、前段の出力インピーダンスが十分に小さいことが必要となる。加算された第2超音波信号信号は制御部16からのトリガTR4を受けてAD変換部に出力される。

【0048】

次にアンダーサンプリングについて図6を用いて説明する。図6は第2超音波信号の時間波形S₀とアンダーサンプリングしたアンダーサンプリング波形Wを表す図である。説明の容易化のために横軸は波形の角度とし、縦軸は波形の振幅とする。S₀は第2超音波信号である。従来の超音波信号の検出方法においては、サンプリング定理に従って有為なサンプリングを行えるように第2超音波信号の1周期を少なくとも2分割したタイミングでサンプリングしていた。アンダーサンプリングにおいては、第2超音波信号のサンプリングのタイミングは、第2超音波信号の基本周波数より僅かに大きな周波数とする。同図では、第2超音波信号の1周期より $d\theta$ 大きい周期でサンプリングする。同図では、 $d\theta$ は360度を11等分する角度であるとする。するとサンプリングは360度+ $d\theta$ ずつ実施される。 $d\theta$ は360度を11等分した角度であるので、11回サンプリングすると振幅が元に戻る。具体的には、最初に360+ $d\theta$ でサンプリングするので360度離れた位相の $d\theta$ の値をサンプリングすることになる。次にさらに720度+2× $d\theta$ でサンプリングするのでさらに360度離れた位相の2× $d\theta$ の値をサンプリングすることになる。11回目には最初にサンプリングした振幅と同じ値をサンプリングすることになる。このように継続すると11× $d\theta$ の地点でサンプリングしてアンダーサンプリング波形Wを得る。

【0049】

サンプリングは360度+ $d\theta$ ずつ実施するが、第2超音波信号は正弦波状であるので、正弦波を $d\theta$ ずつサンプリングすることと等しいことから、サンプリングした波形は第2超音波信号自身をサンプリングした波形と等価となる。すなわち、360度+ $d\theta$ ずつサンプリングすることは、 $d\theta$ ずつサンプリングしたものと等価となる。従来は $d\theta$ という高速でサンプリングしていたところを、360度+ $d\theta$ でサンプリングできるので、低速で同じ結果を得るサンプリングができることとなる。

【0050】

$d\theta$ はサンプリング定理に基づき、第2超音波信号を有為に復元できるように180度以下の角度となる。従って、アンダーサンプリングする所定周期は第2超音波信号の周期の整数倍に超音波信号の周期の半以下の周期を加えた周期となる。

【0051】

なお $d\theta$ は正負どちらでもよい。図6では、 $d\theta$ は正の値であるが、負の値でも同様の結果となる。

【0052】

次に、複数の位相でアンダーサンプリングしたアンダーサンプリング波形を加算して高調波を抽出する動作について説明する。

【0053】

図5で示したサンプル部40と加算部41においては、サンプルホールド回路は3個用意されており、制御部16が指示するサンプルホールドのタイミングは第2超音波信号の周期を3等分した周期である。第1超音波信号は正弦波信号であるので、第2超音波信号は正弦波状の信号を基本とし、被検体内の測定箇所の情報に基づいて高調波成分が付加された波形となる。

【0054】

120度ずつ位相が異なって生成された第2超音波信号の基本部分である正弦波の信号が、各サンプルホールド回路でサンプルホールドされて加算部41で加算されると振幅は相殺されて0になる。

【 0 0 5 5 】

すると、加算部 4 1 からの出力は被検体内の測定箇所の情報に基づいて変形された波形のみになる。すなわち、高調波成分が付加された被検体内の測定箇所からの情報を得ることとなる。この事情は、サンプルホールド回路が 3 個の場合のみならず、 N 個 (N は 2 以上の自然数) の場合も同じである。1 周期 (360 度) 内でサンプリングするにあたって、1 周期を分割回数 N で分割して 360 度 / N づつサンプリングし、サンプリングした信号強度を全て加算すると必ず信号振幅は 0 になる。

【 0 0 5 6 】

複数の分割回数 N を例に挙げて高次高調波を抽出する計算例について説明する。

【 0 0 5 7 】

図 7 は N が 2 の場合、すなわちサンプルホールド回路を 2 個用いた場合のサンプリング波形の計算例である。横軸は上記のように角度とし、縦軸は電気信号の振幅 (任意目盛) とする。第 2 超音波信号 S_0 は 360 度の周期を有し、計算上所定振幅の第 2 高調波が重畳されている。180 度の時間位相のずれをもって 2 個のサンプルホールド回路がアンダーサンプリングし、波形 W_1 、 W_2 を得た。この波形 W_1 、 W_2 を加算することで加算波形 S_2 を得た。同図より、加算波形 S_2 は第 2 超音波信号 S_0 の 2 倍の周期を有すと言える。従って第 2 高調波を抽出できることが分かる。

10

【 0 0 5 8 】

図 8 は分割回数 N が 3 の場合、すなわちサンプルホールド回路を 3 個用いた場合のサンプリング波形の計算例である。第 2 超音波信号 S_0 は 360 度の周期を有し、計算上所定振幅の第 3 高調波が重畳されている。120 度の時間位相のずれをもって 3 個のサンプルホールド回路がアンダーサンプリングし、波形 W_1 、 W_2 、 W_3 を得た。この波形 W_1 、 W_2 、 W_3 を加算することで加算波形 S_3 を得た。同図より、加算波形 S_3 は第 2 超音波信号 S_0 の 3 倍の周期を有すと言える。従って第 3 高調波を抽出できることが分かる。

20

【 0 0 5 9 】

例えば、4 MHz の超音波信号を $31 + \alpha$ 波バースト送信し、被検体内の測定箇所では反射し、高調波成分を付加された第 2 超音波信号を、基本周波数 4 MHz より $30 / 31$ 僅かに小さい値である 3.870968 MHz でサンプリングするとする。 $d\theta$ は負の値である、絶対値は約 129 KHz となる。サンプルホールドは 4 MHz の周期の 3 分の 1 づつの周期で行う。

30

【 0 0 6 0 】

4 MHz の第 3 高調波の周波数 (12 MHz) を従来のようにサンプリングする場合、時間的に 40 ns 誤差をもってサンプリングすると、位相がほぼ 180 度ずれてしまうところである。しかし、本実施形態によると、180 度位相がずれる時間的な誤差は $1 \mu\text{sec}$ となり、非常に許容誤差が大きくなる。従って、精度の高い整相加算を行うことができる。

【 0 0 6 1 】

図 9 は分割回数 N が 4 の場合、すなわちサンプルホールド回路を 4 個用いた場合のサンプリング波形の計算例である。第 2 超音波信号 S_0 は 360 度の周期を有し、計算上所定振幅の第 4 高調波が重畳されている。90 度の時間位相のずれをもって 4 個のサンプルホールド回路がアンダーサンプリングし、波形 W_1 、 W_2 、 W_3 、 W_4 を得た。この波形 W_1 、 W_2 、 W_3 、 W_4 を加算することで加算波形 S_4 を得た。同図より、加算波形 S_4 は第 2 超音波信号 S_0 の 4 倍の周期を有すと言える。従って第 4 高調波を抽出できることが分かる。

40

【 0 0 6 2 】

N は 2、3、4 の場合のみならず、5 以上であっても同様の結果となる。

【 0 0 6 3 】

以上のように、本実施形態によれば、第 2 超音波信号を受信して、互いに異なる位相を有する所定周期で、 N 個 (N は 2 以上の自然数) アンダーサンプリングした後に加算することで、低周波数のサンプリングで高次高調波を抽出することができる。従って、比較的

50

小規模で低コストな信号処理部 17 を採用でき、低コストな超音波診断装置を提供することができる。

【0064】

また、本実施の形態によれば、受信部毎に各々定めた時間遅延量を、各々の受信部に対応する加算部が生成した加算信号に付与した後に、全ての加算信号を加算する整相加算部を有することから、被検体内の測定箇所から反射した第2超音波信号が各圧電素子22に到達する時間の時間差を補正できるので、精度のよい超音波診断装置を提供することができる。

【0065】

また、本実施の形態によれば、複数の加算部の各々と整相加算部の間に前記複数の加算部の各々が生成した加算信号をAD変換して整相加算部に入力するAD変換部を有することから、デジタル信号処理に基づいた精度のよい超音波診断装置を提供することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0066】

【図1】実施形態における超音波診断装置Sの外観構成を示す図である。

【図2】実施形態における超音波探触子2の構造を示す図である。

【図3】実施形態における超音波診断装置Sの電氣的な構成を示すブロック図である。

【図4】実施形態における信号処理部17の内部構成を示す概要図である。

【図5】実施形態におけるサンプル部40と加算部41の概要図である。

20

【図6】実施形態における第2超音波信号の時間波形Soとアンダーサンプリングしたアンダーサンプリング波形Wを表す図である。

【図7】実施形態におけるサンプルホールド回路を2個用いた場合のサンプリング波形の計算例である。

【図8】実施形態におけるサンプルホールド回路を3個用いた場合のサンプリング波形の計算例である。

【図9】実施形態におけるサンプルホールド回路を4個用いた場合のサンプリング波形の計算例である。

【符号の説明】

【0067】

30

1 超音波診断装置本体

2 超音波探触子

3 ケーブル

11 操作入力部

12 送信部

13 受信部

14 画像処理部

15 表示部

16 制御部

17 信号処理部

40

21 音響制動部材

22 圧電素子

23 音響整合層

24 信号線

40 サンプル部

41 加算部

42 AD変換部

43 デジタル整相加算器

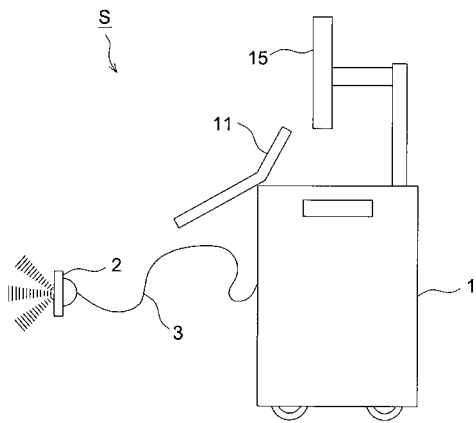
221 圧電層

222 信号電極層

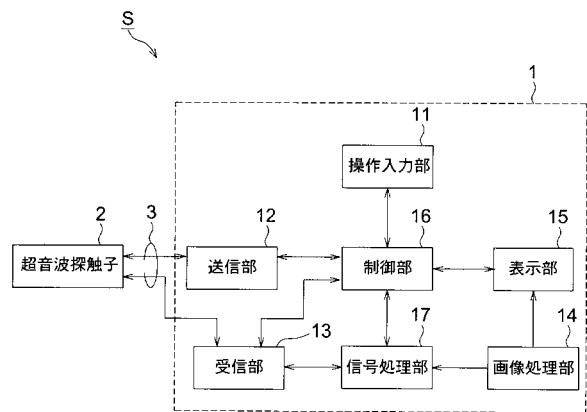
50

2 2 3 接地電極層
2 4 1 信号線
S 超音波診断装置

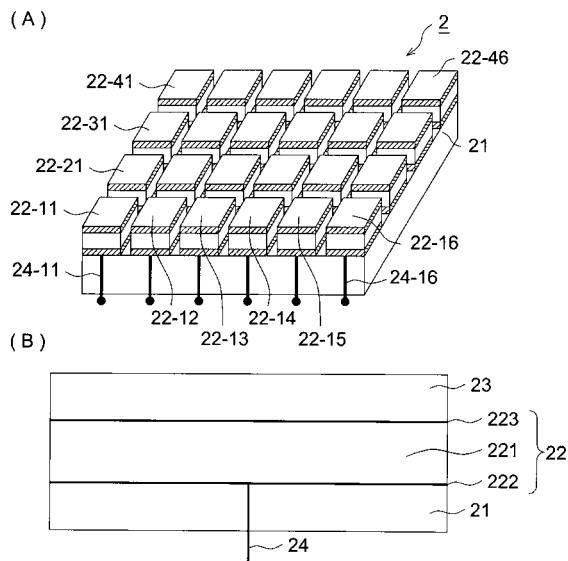
【 図 1 】



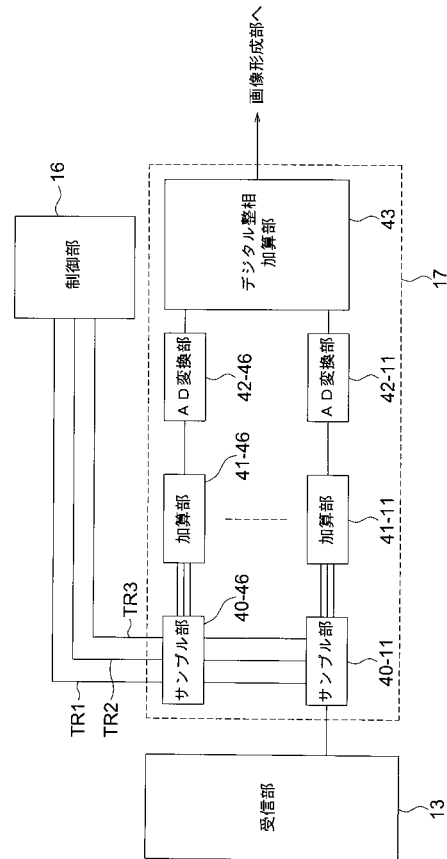
【 図 2 】



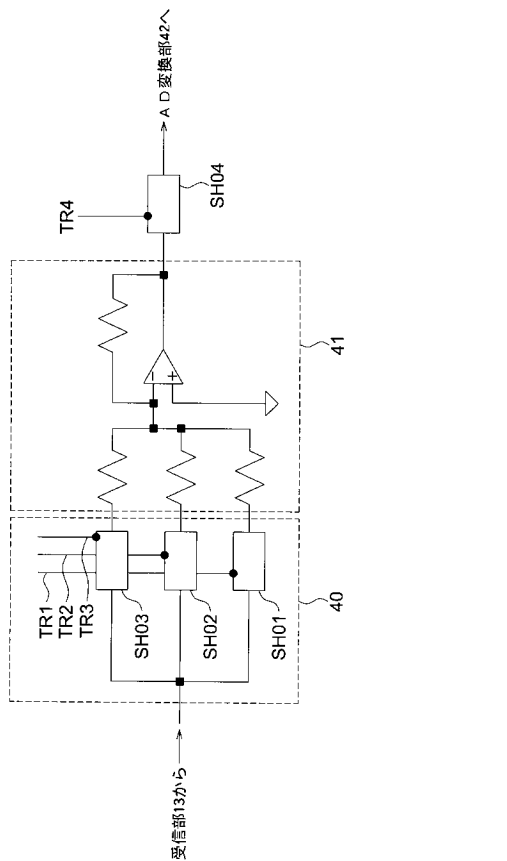
【図 3】



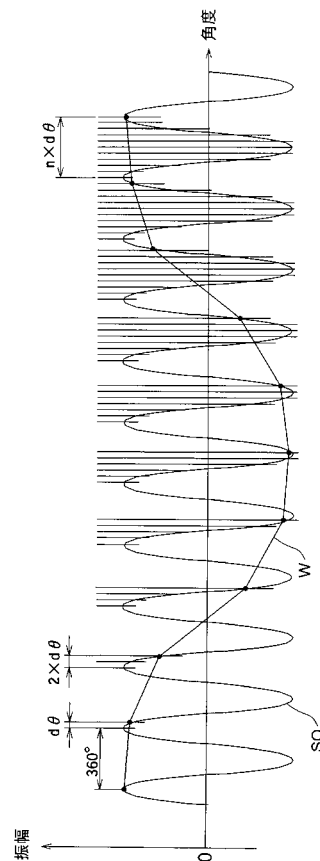
【図 4】



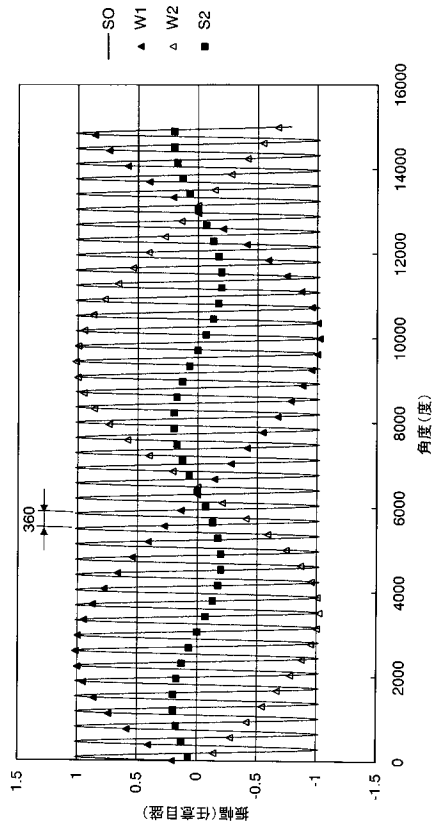
【図 5】



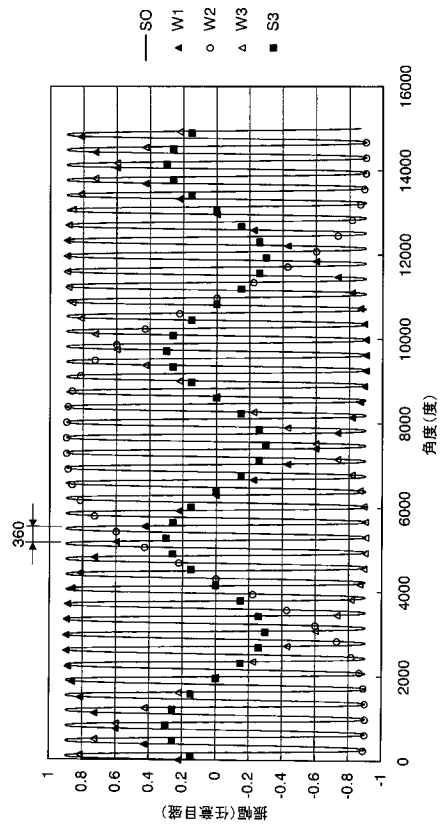
【図 6】



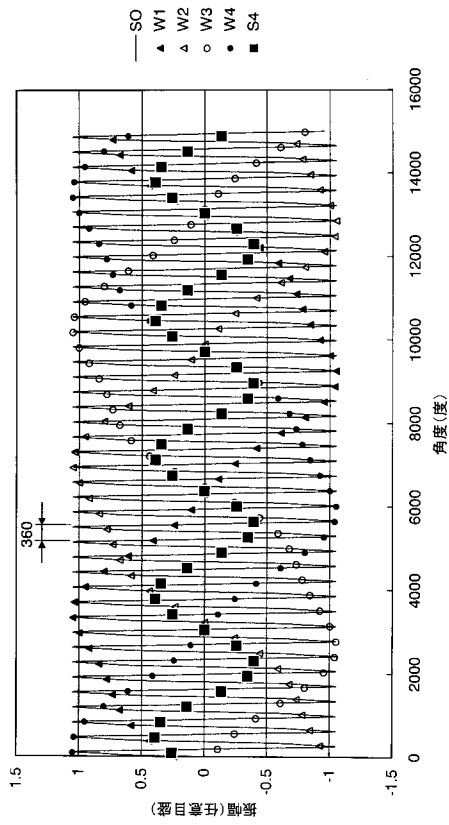
【図 7】



【図 8】



【図 9】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2010142450A	公开(公告)日	2010-07-01
申请号	JP2008323551	申请日	2008-12-19
[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		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE08 4C601/EE12 4C601/EE14 4C601/GB03 4C601/HH21 4C601/JB04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种低成本的超声诊断设备，其接收第二超声信号作为反射信号，该反射信号由在被检体中反射的对象中传输的第一超声波信号产生并采用小信号处理电路在相对较小的范围内，其成本较低并且提取第二超声信号的谐波分量。解决方案：接收第二超声信号，在具有彼此不同相位的规定周期中执行N（N是2或更大自然数）信号的欠采样，并且执行相加。Ž

