

(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2012-143473

(P2012-143473A)

(43) 公開日 平成24年8月2日(2012.8.2)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)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 6 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2011-5477 (P2011-5477)
(22) 出願日 平成23年1月14日 (2011.1.14)(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
(74) 代理人 110001254
特許業務法人光陽国際特許事務所
(72) 発明者 加藤 美樹
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 EE12 EE13 GB18 GD04 JB04
JB22

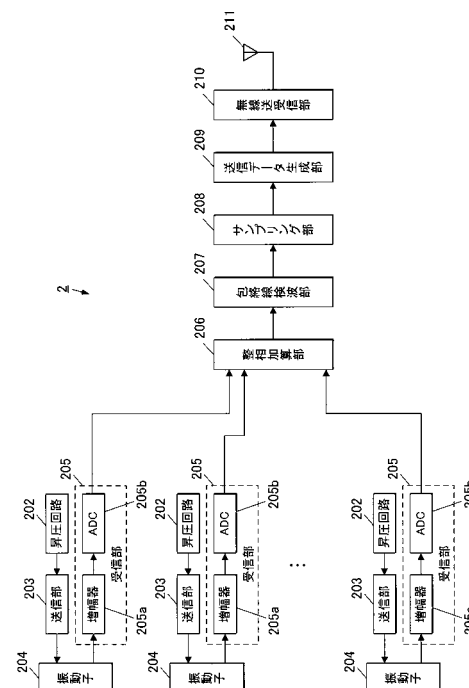
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】装置の大型化を抑制しつつ、データ転送レートの低減を図ることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】受信部205は、複数の振動子204毎に得られた受信信号からそれぞれ第1のサンプリング周波数でサンプリングして第1のサンプリングデータを生成する。そして、整相加算部206は、受信部205によって得られた第1のサンプリングデータを整相加算して音線データを得る。そして、包絡線検波部207は、整相加算部206によって得られた音線データから包絡線を検波する。そして、サンプリング部208は、包絡線検波部207によって検波された包絡線から第2のサンプリング周波数でサンプリングして第2のサンプリングデータを得る。そして、無線送受信部210は、サンプリング部208によって得られた第2のサンプリングデータを送信する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する複数の振動子と、前記複数の振動子毎に得られた受信信号からそれぞれ第 1 のサンプリング周波数でサンプリングして第 1 のサンプリングデータを生成する第 1 のサンプリング部と、前記第 1 のサンプリング部によって得られた第 1 のサンプリングデータを整相加算して音線データを得る整相加算部と、前記整相加算部によって得られた前記音線データから包絡線を検波する包絡線検波部と、前記包絡線検波部によって検波された包絡線から第 2 のサンプリング周波数でサンプリングして第 2 のサンプリングデータを得る第 2 のサンプリング部と、前記第 2 のサンプリング部によって得られた第 2 のサンプリングデータを送信するデータ送信部と、を有する超音波探触子と、

10

前記超音波探触子から送信された前記第 2 のサンプリングデータを受信し、該受信した第 2 のサンプリングデータに基づいて超音波診断画像を表示するための画像データを生成する装置本体と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第 2 のサンプリング周波数を、前記第 1 のサンプリング周波数よりも低い周波数とした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】

20

前記超音波探触子は、前記第 1 のサンプリング部によって得られた第 1 のサンプリングデータを前記第 1 のサンプリング周波数よりも高い第 3 のサンプリング周波数でオーバーサンプリングした第 3 のサンプリングデータを生成する第 3 のサンプリング部を有し、

前記整相加算部は、前記第 3 のサンプリング部によって得られた第 3 のサンプリングデータを整相加算して音線データを得ることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 2 のサンプリング周波数を、前記第 3 のサンプリング周波数よりも低い周波数としたことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

30

前記振動子により得られる受信信号は、前記送信超音波の高調波成分を含む請求項 1 ～ 4 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記データ送信部は、無線伝送により前記第 2 のサンプリングデータを送信することを特徴とする請求項 1 ～ 5 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

40

【0002】

従来、超音波探触子で得られた超音波データ等を装置本体へ無線伝送するワイヤレス型の超音波診断装置が知られている。

【0003】

このような超音波診断装置には、例えば、複数の振動子が 1 次元あるいは 2 次元のアレイ状に配列された超音波探触子を用いて、超音波の送受信の際に電子フォーカスを行いながらスキャンを行うものがある。

【0004】

ワイヤレス型の超音波診断装置においては、超音波診断画像をリアルタイムに表示するため、超音波探触子で得られた超音波の受信信号を超音波データに A / D 変換し、これを

50

リアルタイムで装置本体に無線伝送する必要がある。

ところが、従来の超音波診断装置は、図6に示すように、振動子1204毎の超音波の受信信号をADC1205によってA/D変換した後、超音波探触子1002から超音波診断装置本体1001に無線伝送する構成であったため、例えば、振動子が192個である超音波探触子を用い、振動子1個あたりのA/D変換後の超音波データのデータサイズが14bitで、超音波データのサンプリング周波数を60MHzとした超音波診断装置の場合、このようなデータをリアルタイムで無線伝送するには、データ転送レートを $192 \times 14 \times 60 \times 10^6 = 161.28 \text{ Gbps}$ 以上としなければならなかった。

【0005】

このような問題に鑑み、従来の超音波診断装置において、超音波探触子の操作性を考慮しつつ、データ転送レートを低減させるため、超音波探触子に、直交検波回路を振動子毎に対応して設けるようにしたものがある（例えば、特許文献1）。この超音波診断装置は、A/D変換後の超音波データを直交検波回路に入力して包絡線抽出を行い、包絡線の抽出された振動子毎の超音波データを装置本体にシリアル伝送するものである。これにより、包絡線抽出の結果、例えば、1/8程度にデータ転送レートを低減させることができるようになったとすると、上記161.26Gbps以上のデータ転送レートが必要だったものが、20.16Gbps程度となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2010-115356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、上記特許文献1に記載の超音波診断装置では、振動子毎の超音波データを伝送することから、データ転送レートの低減にも限界があり、飛躍的な効果は望まれない。また、超音波画像を高解像度化させるために振動子の数を増加させた場合には、それに比例して必要なデータ転送レートも大きくなってしまう。さらに、この超音波診断装置は、振動子毎に対応して直交検波回路を設ける構成であることから、振動子の数が増加すると、これに比例して直交検波回路を設ける必要があり、却って装置が大型化し、操作性の低下を招いてしまう。一方で、近年では、受信フォーカス処理を行うための回路の小型化も進んでおり、データ転送レートの低減のため、利用が望まれている。

【0008】

本発明の課題は、装置の大型化を抑制しつつ、データ転送レートの低減を図ることができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

以上の課題を解決するため、請求項1に記載の発明は、超音波診断装置において、

駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する複数の振動子と、前記複数の振動子毎に得られた受信信号からそれぞれ第1のサンプリング周波数でサンプリングして第1のサンプリングデータを生成する第1のサンプリング部と、前記第1のサンプリング部によって得られた第1のサンプリングデータを整相加算して音線データを得る整相加算部と、前記整相加算部によって得られた前記音線データから包絡線を検波する包絡線検波部と、前記包絡線検波部によって検波された包絡線から第2のサンプリング周波数でサンプリングして第2のサンプリングデータを得る第2のサンプリング部と、前記第2のサンプリング部によって得られた第2のサンプリングデータを送信するデータ送信部と、を有する超音波探触子と、

前記超音波探触子から送信された前記第2のサンプリングデータを受信し、該受信した第2のサンプリングデータに基づいて超音波診断画像を表示するための画像データを生成

する装置本体と、
を備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記第 2 のサンプリング周波数を、前記第 1 のサンプリング周波数よりも低い周波数としたことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置において、
前記超音波探触子は、前記第 1 のサンプリング部によって得られた第 1 のサンプリングデータを前記第 1 のサンプリング周波数よりも高い第 3 のサンプリング周波数でオーバーサンプリングした第 3 のサンプリングデータを生成する第 3 のサンプリング部を有し、
前記整相加算部は、前記第 3 のサンプリング部によって得られた第 3 のサンプリングデータを整相加算して音線データを得ることを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

請求項 4 に記載の発明は、請求項 3 に記載の超音波診断装置において、
前記第 2 のサンプリング周波数を、前記第 3 のサンプリング周波数よりも低い周波数としたことを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

請求項 5 に記載の発明は、請求項 1 ～ 4 の何れか一項に記載の超音波診断装置において、
前記振動子により得られる受信信号は、前記送信超音波の高調波成分を含む。

【 0 0 1 4 】

請求項 6 に記載の発明は、請求項 1 ～ 5 の何れか一項に記載の超音波診断装置において、
前記データ送信部は、無線伝送により前記第 2 のサンプリングデータを送信することを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、装置の大型化を抑制しつつ、データ転送レートの低減を図ることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 6 】

【図 1】第 1 の実施の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】超音波探触子の概略構成を示すブロック図である。

【図 3】包絡線データについて説明する図である。

【図 4】超音波診断装置本体の概略構成を示すブロック図である。

【図 5】第 2 の実施の形態における超音波探触子の概略構成を示すブロック図である。

【図 6】従来の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 7 】

以下、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置について、図面を参照して説明する。ただし、発明の範囲は図示例に限定されない。なお、以下の説明において、同一の機能及び構成を有するものについては、同一の符号を付し、その説明を省略する。

【 0 0 1 8 】

(第 1 の実施の形態)

本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波診断装置 S は、図 1 に示すように、超音波診断装置本体 1 と超音波探触子 2 とを備えている。超音波探触子 2 は、図示しない生体等の被検体に対して超音波（送信超音波）を送信するとともに、この被検体で反射した超音波の反射波（反射超音波：エコー）を受信する。超音波探触子 2 は、超音波診断装置本体 1 と無線によるデータの送受信が可能に構成されている。なお、無線通信の方式は既知の何れ

10

20

30

40

50

のものも採用可能であるが、本実施の形態では、例えば、国際規格「IEEE802.11n」を適用している。超音波探触子 2 は、受信した反射超音波から電気信号である受信信号を取得し、この受信信号を A / D 変換して所定の送信形式にデータ変換した後、超音波診断装置本体 1 に無線伝送する。

【 0 0 1 9 】

超音波診断装置本体 1 は、超音波探触子 2 から伝送されたデータに基づいて被検体内の内部状態を超音波診断画像として画像化し、表示部 1 0 6 に表示するものである。また、超音波診断装置本体 1 は、操作入力部 1 0 7 を備えており、操作入力部 1 0 7 の操作に応じた情報を超音波探触子 2 に無線伝送することができる。

【 0 0 2 0 】

超音波探触子 2 は、図 2 に示すように、例えば、昇圧回路 2 0 2 と、送信部 2 0 3 と、振動子 2 0 4 と、受信部 2 0 5 と、整相加算部 2 0 6 と、包絡線検波部 2 0 7 と、サンプリング部 2 0 8 と、送信データ生成部 2 0 9 と、無線送受信部 2 1 0 と、アンテナ 2 1 1 とを備えている。超音波探触子 2 は、複数（例えば、1 9 2 個）の振動子 2 0 4 を備えるとともに、振動子 2 0 4 毎に対応して、昇圧回路 2 0 2 、送信部 2 0 3 及び受信部 2 0 5 がそれぞれ設けられている。

【 0 0 2 1 】

昇圧回路 2 0 2 は、図示しないバッテリー等の電源部から供給された電源電圧を、超音波探触子 2 を駆動可能な 6 0 V ~ 1 5 0 V 程度まで昇圧し、送信部 2 0 3 に昇圧された電源を供給する。

【 0 0 2 2 】

送信部 2 0 3 は、振動子 2 0 4 に電気信号である駆動信号を供給して振動子 2 0 4 に送信超音波を発生させる回路である。振動子 2 0 4 は、圧電素子によって構成されており、例えば、方位方向（走査方向あるいは上下方向）に一次元アレイ状に配列されている。振動子 2 0 4 は、送信超音波を出力した後、反射超音波を受信すると受信信号を受信部 2 0 5 に出力する。なお、振動子は、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。また、振動子の個数は、複数個であれば任意に設定することができる。また、本実施の形態では、超音波探触子 2 について、リニア電子スキャンプローブを採用したが、電子走査方式あるいは機械走査方式の何れを採用してもよく、また、リニア走査方式、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式の何れの方式を採用することもできる。

そして、送信部 2 0 3 は、例えば、送信 B F（Beam Forming）制御回路を備えており、接続された振動子に対応した遅延時間を設定し、駆動信号の送信タイミングを、設定された遅延時間だけ遅延させる。これにより、各振動子 2 0 4 から出力される送信超音波の出力タイミングにずれが生じ、送信超音波によって構成される送信ビームが、所定のフォーカス点に向けて集束される。

【 0 0 2 3 】

受信部 2 0 5 は、増幅器 2 0 5 a 及び A D C（Analog/Digital Converter）2 0 5 b を備えて構成され、振動子 2 0 4 から出力された受信信号を受信して音線データを生成し、整相加算部 2 0 6 に出力する。

増幅器 2 0 5 a は、予め設定された所定の増幅率で受信信号を増幅させるための回路である。A D C 2 0 5 b は、増幅された受信信号を第 1 のサンプリング周波数にて A / D 変換し、第 1 のサンプリングデータを生成するための回路である。ここで、整相加算部 2 0 6 にて行われる整相加算の精度を低下させないためには、第 1 のサンプリング周波数を、受信信号に含まれる周波数成分を考慮して十分高く設定することが好ましい。また、送信超音波の周波数が高い場合や、送信超音波の高調波成分を含む受信信号をサンプリングする場合等、受信信号がより高い周波数成分を含む場合、できるだけ忠実な超音波診断画像データを得るためには、第 1 のサンプリング周波数をより高くする必要があるが、第 1 のサンプリングデータのデータサイズはそれだけ大きくなるので、これらを考慮して第 1 のサンプリング周波数を設定するのが好ましい。本実施の形態では、送信周波数を 4 M H z に設定し、反射超音波から得られた受信信号に対し、6 0 M H z のサンプリング周波数を

10

20

30

40

50

第 1 のサンプリング周波数としてサンプリングしている。このようにしてサンプリングされた、第 1 のサンプリングデータにおける A / D 変換後の 1 サンプルあたりのデータサイズは、例えば、14 bit である。

【0024】

整相加算部 206 は、受信部 205 から出力された振動子 204 毎の第 1 のサンプリングデータに対して、振動子 204 毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算（整相加算）して音線データを得る。整相加算部 206 は、整相加算された音線データを包絡線検波部 207 に出力する。なお、整相加算部 206 によって出力される整相加算後の音線データの 1 サンプルあたりのデータサイズは、例えば、22 bit となる。

10

【0025】

包絡線検波部 207 は、整相加算部 206 より出力された整相加算後の音線データに対して全波整流を行い、包絡線データを得る。すなわち、包絡線検波部 207 は、整相加算後の音線データから包絡線の検波を行う。例えば、上述したように、送信周波数が 4 MHz である送信超音波に基づく反射超音波から得られた受信信号に対し、第 1 のサンプリング周波数として 60 MHz にてサンプリングを行った場合、整相加算後の音線データは図 3 において破線 A にて表される。そして、整相加算後の音線データに対して全波整流を行い、包絡線を抽出すると、図 3 において実線 B にて示される包絡線データが得られる。

【0026】

サンプリング部 208 は、包絡線検波部 207 によって得られた包絡線データに対し、第 2 のサンプリング周波数でサンプリングを行って第 2 のサンプリングデータを得る。このとき、サンプリング後のデータサイズをより小さくする観点から、第 2 のサンプリング周波数を第 1 のサンプリング周波数よりも低い周波数にしてダウンサンプリングするのが好ましい。包絡線データは整相加算前の受信信号と比較して高周波成分を含んでおらず、また、整相加算の精度への影響を考慮する必要もないことから、データを劣化させることなくダウンサンプリングを行うことが可能である。このように、サンプリング部 208 は、包絡線データをダウンサンプリングすることにより、例えば、送信超音波の周波数が高い場合や、送信超音波の高調波成分を含む受信信号を用いる場合のように、第 1 のサンプリングデータのデータサイズが大きい場合であっても、超音波診断装置本体 1 に送信する送信データのサイズを十分に小さく抑えることができる。本実施の形態では、例えば、包絡線データのデータレートを 1 / 8 にダウンサンプリングする。なお、ダウンサンプリング後のデータレートは任意に設定することができる。サンプリング部 208 は、ダウンサンプリングされた包絡線データである第 2 のサンプリングデータを送信データ生成部 209 に送信する。

20

30

【0027】

送信データ生成部 209 は、サンプリング部 208 から送信された第 2 のサンプリングデータを所定のデータ形式に変換して送信データを生成し、無線送受信部 210 に送信する。

【0028】

無線送受信部 210 は、送信データ生成部 209 から送信された送信データに対して所定の変調処理を施し、アンテナ 211 を介して超音波診断装置本体 1 に無線伝送する。

40

【0029】

本実施の形態では、以上のようにして超音波探触子 2 を構成し、サンプリング周波数が 60 MHz で 1 サンプルあたり 22 bit の整相加算後の音線データを超音波診断装置本体 1 に送信するようにしたので、 $22 \times 60 \times 10^6 = 1320 \text{ Mbps}$ のデータ転送レートにて超音波探触子 2 から超音波診断装置本体 1 に無線伝送することが可能になる。さらに、本実施の形態では、整相加算後の音線データから包絡線データを取得し、これを 1 / 8 にダウンサンプリングするようにしたので、 $1320 \text{ Mbps} / 8 = 165 \text{ Mbps}$ のデータ転送レートにて超音波探触子 2 から超音波診断装置本体 1 に無線伝送することが可能になる。また、本実施の形態では、包絡線データを送信するようにしたので、例えば、超音波探触子

50

で画像データを生成して送信するように構成すると、回路規模が増大するとともに消費電力が大きくなるが、このような問題が生じることがない。

【0030】

超音波診断装置本体1は、図4に示すように、例えば、無線送受信部101と、アンテナ102と、画像生成部103と、メモリ部104と、DSC(Digital Scan Converter)105と、表示部106と、操作入力部107と、制御部108とを備えて構成されている。

【0031】

無線送受信部101は、超音波探触子2から無線伝送された送信データを、アンテナ102を介して受信して復調し、画像生成部103に復調した送信データを送信する。

10

【0032】

画像生成部103は、受信した第2のサンプリングデータに基づいてBモード画像データを生成する。Bモード画像データは、受信信号の強さを輝度によって表したものである。このようにして生成されたBモード画像データは、メモリ部104に送信される。

【0033】

メモリ部104は、例えば、DRAM(Dynamic Random Access Memory)などの半導体メモリによって構成されており、画像生成部103から送信されたBモード画像データをフレーム単位で記憶する。すなわち、フレーム画像データとして記憶することができる。そして、記憶されたフレーム画像データは、制御部108の制御に従って、DSC105に送信される。

20

【0034】

DSC105は、メモリ部104より受信したフレーム画像データをテレビジョン信号の走査方式による画像信号に変換し、表示部106に出力する。

【0035】

表示部106は、LCD(Liquid Crystal Display)、CRT(Cathode-Ray Tube)ディスプレイ、有機EL(Electronic Luminescence)ディスプレイ及びプラズマディスプレイ等の表示装置である。なお、表示装置に代えてプリンタ等の印刷装置等を適用してもよい。表示部106は、DSC105から出力された画像信号に従って表示画面上に画像の表示を行う。

【0036】

30

操作入力部107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などを行うための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を備えており、操作信号を制御部108に出力する。

【0037】

制御部108は、例えば、CPU(Central Processing Unit)、ROM(Read Only Memory)、RAM(Random Access Memory)を備えて構成され、ROMに記憶されているシステムプログラム等の各種処理プログラムを読み出してRAMに展開し、展開したプログラムに従って超音波診断装置Sの各部の動作を集中制御する。

ROMは、半導体等の不揮発メモリ等により構成され、超音波診断装置Sに対応するシステムプログラム及び該システムプログラム上で実行可能な各種処理プログラムや、各種データ等を記憶する。これらのプログラムは、コンピュータが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、CPUは、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。

40

RAMは、CPUにより実行される各種プログラム及びこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。

【0038】

(第2の実施の形態)

次に、本発明の第2の実施の形態について、図5を参照しながら説明する。

本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置Sは、図5に示すように、超音波探触子2にオーバーサンプリング回路212が追加された点で第1の実施の形態における超

50

音波診断装置 5 と相異している。以下の説明において、第 1 の実施の形態と同一の構成については、同一の符号を付し、説明を省略する。

【0039】

本実施の形態では、整相加算部 206 における整相加算処理の精度を向上させるため、オーバーサンプリング回路 212 により、ADC 205c のデータレートをデジタル処理で向上させるようにしている。すなわち、オーバーサンプリング回路 212 は、振動子 204 毎に対応して設けられており、ADC 205b で生成された第 1 のサンプリングデータを、上述した第 1 のサンプリング周波数よりも高い第 3 のサンプリング周波数でサンプリングすることにより n 倍 (n は 0 以外の整数) にオーバーサンプリングして、第 3 のサンプリングデータを生成する。オーバーサンプリングの方法は、例えば、第 3 のサンプリング周波数となるように第 1 のサンプリングデータに対してゼロデータを挿入し、LPF (Low-Pass Filter) 処理を行う。オーバーサンプリング回路 212 は、生成した第 3 のサンプリングデータを整相加算部 206 に送信する。なお、オーバーサンプリングする倍数は任意に設定することができるが、第 3 のサンプリング周波数を第 1 のサンプリング周波数の 1 倍に設定した場合は、第 1 の実施の形態と等価の動作が行われることとなる。

【0040】

整相加算部 206 は、オーバーサンプリング回路 212 から送信された第 3 のサンプリングデータを上述した要領にて整相加算し、整相加算された音線データを包絡線検波部 207 に出力する。包絡線検波部 207 は、整相加算部 206 より出力された整相加算後の音線データに対して全波整流を行い、包絡線データを得る。サンプリング部 208 は、包絡線検波部 207 によって得られた包絡線データに対し、第 2 のサンプリング周波数でサンプリングを行って第 2 のサンプリングデータを得る。このとき、サンプリング後のデータサイズをより小さくする観点から、第 2 のサンプリング周波数を第 3 のサンプリング周波数よりも低い周波数にしてダウンサンプリングするのが好ましい。

【0041】

このように、整相加算処理の精度向上のためにオーバーサンプリング回路 212 を設けた場合であっても、超音波診断装置本体 1 に送信する送信データのサイズを十分小さく抑えることができる。

【0042】

以上説明したように、本発明の第 1 及び第 2 の実施の形態によれば、複数の振動子 204 はそれぞれ、駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する。そして、受信部 205 は、複数の振動子 204 毎に得られた受信信号からそれぞれ第 1 のサンプリング周波数でサンプリングして第 1 のサンプリングデータを生成する。そして、整相加算部 206 は、受信部 205 によって得られた第 1 のサンプリングデータを整相加算して音線データを得る。そして、包絡線検波部 207 は、整相加算部 206 によって得られた音線データから包絡線を検波する。そして、サンプリング部 208 は、包絡線検波部 207 によって検波された包絡線から第 2 のサンプリング周波数でサンプリングして第 2 のサンプリングデータを得る。そして、無線送受信部 210 は、サンプリング部 208 によって得られた第 2 のサンプリングデータを送信する。そして、超音波診断装置本体 1 は、送信された第 2 のサンプリングデータを受信し、受信した第 2 のサンプリングデータに基づいて超音波診断画像を表示するための画像データを生成する。その結果、複数の振動子のそれぞれに対応する音線データを整相加算して装置本体に送信するので、装置本体に送信するデータの大きさを小さくすることができ、データ転送レートを低減させることができる。また、整相加算を行うための回路構成が振動子の数に影響されにくくなるので、振動子の数の増加による超音波探触子の大型化が抑制され、超音波探触子の操作性を維持しつつ、超音波診断画像の振動子の増加による高解像度化を図ることが可能となる。また、装置本体に送信するデータの大きさが振動子の数に影響されにくくなるので、データ転送レートの増加を抑制して高解像度化を図ることが可能となる。また、包絡線データを装置本体に送信するので、データの加工が容易であり、汎用性の高い超音波探触子とすることができる。

【 0 0 4 3 】

また、本発明の第 1 及び第 2 の実施の形態によれば、第 2 のサンプリング周波数を第 1 のサンプリング周波数よりも低い周波数としたので、超音波探触子から超音波診断装置本体に送信するデータ量をさらに削減することができるので、データ転送レートをさらに低減させることができる。

【 0 0 4 4 】

また、本発明の第 2 の実施の形態によれば、オーバーサンプリング回路 2 1 2 は、受信部 2 0 5 によって得られた第 1 のサンプリングデータを第 1 のサンプリング周波数よりも高い第 3 のサンプリング周波数でオーバーサンプリングした第 3 のサンプリングデータを生成する。そして、整相加算部 2 0 6 は、オーバーサンプリング回路 2 1 2 によって得られた第 3 のサンプリングデータを整相加算して音線データを得る。その結果、整相加算処理の精度を向上させることができる。

10

【 0 0 4 5 】

また、本発明の第 2 の実施の形態によれば、第 2 のサンプリング周波数を第 3 のサンプリング周波数よりも低い周波数としたので、超音波探触子から超音波診断装置本体に送信するデータ量をさらに削減することができるので、データ転送レートをさらに低減させることができる。

【 0 0 4 6 】

また、本発明の第 1 及び第 2 の実施の形態によれば、無線送受信部 2 1 0 は、無線伝送により第 2 のサンプリングデータを送信するので、ケーブル等による煩わしさが減少され、操作性の向上を図ることができる。

20

【 0 0 4 7 】

なお、本発明の実施の形態における記述は、本発明に係る超音波診断装置の一例であり、これに限定されるものではない。超音波診断装置を構成する各機能部の細部構成及び細部動作に関しても適宜変更可能である。

【 0 0 4 8 】

また、本発明の実施の形態では、無線伝送により超音波探触子 2 から超音波診断装置本体 1 にデータの送信を行ったが、有線によってデータの送信を行う構成であってもよく、例えば、シリアル伝送によってデータを送信するものに適用すると好適である。

【 符号の説明 】

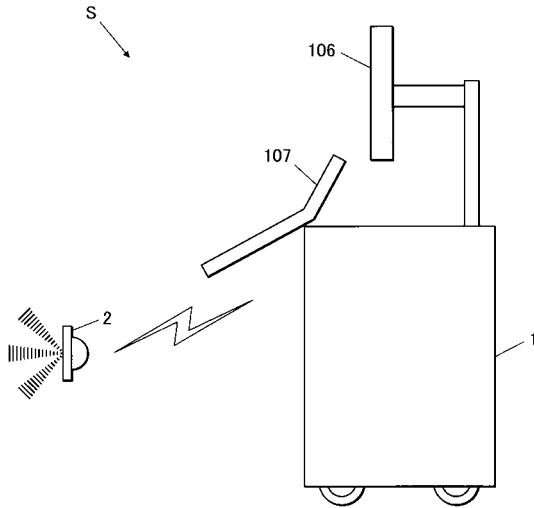
30

【 0 0 4 9 】

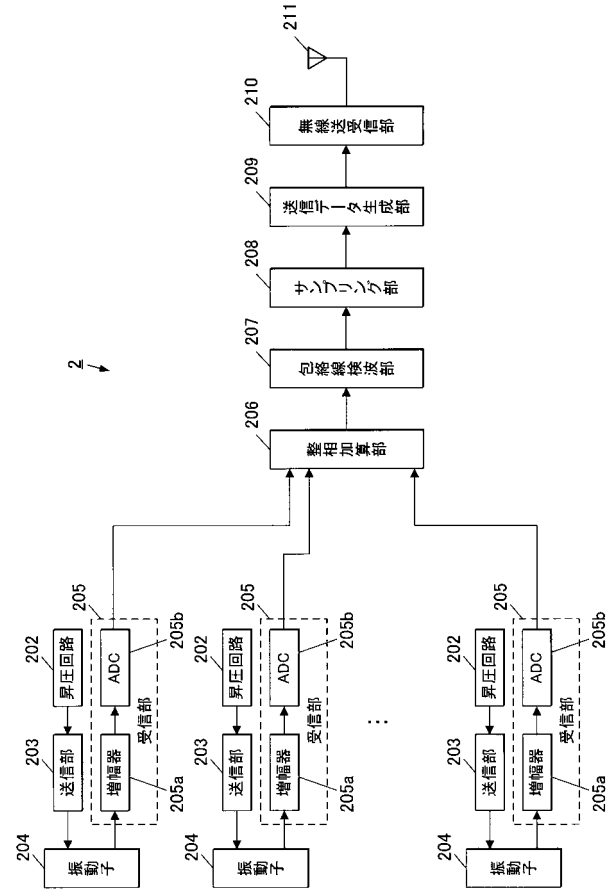
- S 超音波診断装置
- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 2 0 4 振動子
- 2 0 5 受信部
- 2 0 5 b A D C
- 2 0 6 整相加算部
- 2 0 7 包絡線検波部
- 2 0 8 サンプリング部
- 2 1 0 無線送受信部
- 2 1 2 オーバーサンプリング回路

40

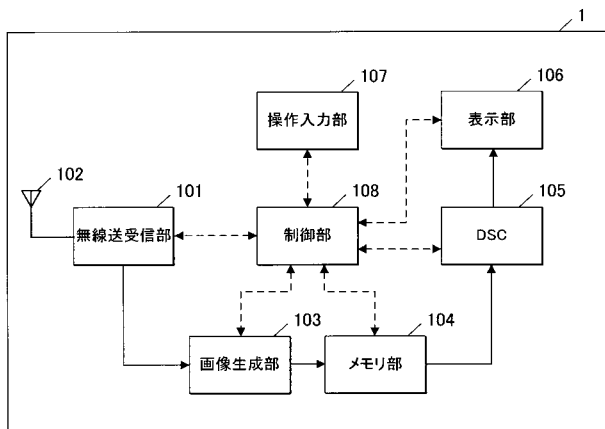
【図 1】



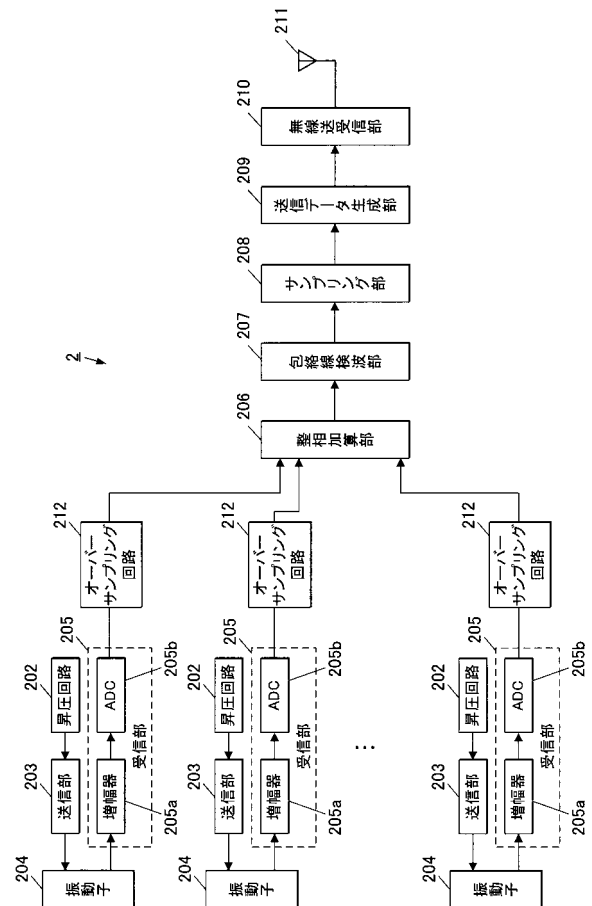
【図 2】



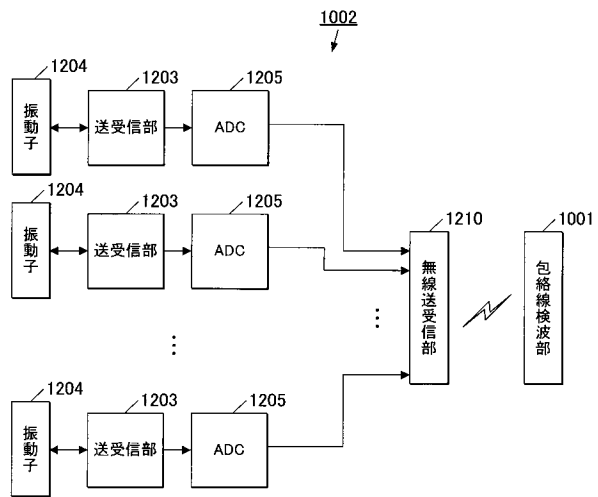
【図 4】



【図 5】



【図 6】



【図 3】

