

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5580524号
(P5580524)

(45) 発行日 平成26年8月27日(2014.8.27)

(24) 登録日 平成26年7月18日(2014.7.18)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2008-290894 (P2008-290894)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成20年11月13日(2008.11.13)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2010-115356 (P2010-115356A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成22年5月27日(2010.5.27)	(74) 代理人	100110777
審査請求日	平成23年8月15日(2011.8.15)		弁理士 宇都宮 正明
		(74) 代理人	100100413
			弁理士 渡部 温
		(72) 発明者	近藤 祐司
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		審査官	樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波探触子及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、

前記複数の超音波トランスデューサの内から、順次切り換えられる複数の送受信開口の内の1つの送受信開口を構成する一群の超音波トランスデューサを選択する切換回路と、

前記切換回路によって選択された一群の超音波トランスデューサにおいて対称位置にある2つの超音波トランスデューサから出力される受信信号を加算する加算回路と、

前記加算回路から出力される受信信号に対して直交検波処理又は直交サンプリング処理を施すことにより複素ベースバンド信号を生成する信号処理手段と、

前記信号処理手段によって生成された複素ベースバンド信号をサンプリングすることによりサンプルデータを生成するサンプリング手段と、

前記一群の超音波トランスデューサについて前記サンプリング手段によって生成されたパラレルのサンプルデータを、シリアルのサンプルデータに変換するシリアル化手段と、

前記シリアル化手段によって変換されたシリアルサンプルデータを伝送する伝送手段と、

を具備する超音波探触子。

【請求項 2】

前記信号処理手段が、

前記加算回路から出力される受信信号を増幅するプリアンプと、

10

20

前記プリアンプから出力される受信信号の帯域を制限するローパスフィルタと、
前記ローパスフィルタから出力されるアナログの受信信号をデジタルの受信信号に変換するアナログ／デジタル変換器と、
前記アナログ／デジタル変換器によって変換されたデジタルの受信信号に対して直交検波処理を施すことにより複素ベースバンド信号を生成する直交検波処理手段と、
を含む、請求項 1 記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記信号処理手段が、
前記加算回路から出力される受信信号を増幅するプリアンプと、
前記プリアンプから出力される受信信号の帯域を制限するローパスフィルタと、
前記ローパスフィルタから出力されるアナログの受信信号をデジタルの受信信号に変換するアナログ／デジタル変換器と、
前記アナログ／デジタル変換器によって変換されたデジタルの受信信号に対して直交サンプリング処理を施すことにより第 1 の信号系列及び第 2 の信号系列を生成する直交サンプリング手段と、
前記直交サンプリング手段によって生成される第 1 及び第 2 の信号系列の帯域をそれぞれ制限することにより複素ベースバンド信号を生成するローパスフィルタ手段と、
を含む、請求項 1 記載の超音波探触子。

【請求項 4】

前記信号処理手段が、前記一群の超音波トランスデューサに複数の駆動信号を供給する複数の送信回路をさらに含む、請求項 2 又は 3 記載の超音波探触子。

【請求項 5】

前記サンプリング手段が、前記信号処理手段によって生成された複素ベースバンド信号に含まれている 2 つの信号を交互に時分割でサンプリングする、請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項記載の超音波探触子。

【請求項 6】

前記伝送手段が、前記シリアル化手段によって変換されたシリアルサンプルデータを無線で送信する、請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項記載の超音波探触子。

【請求項 7】

請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項記載の超音波探触子と、
前記超音波探触子から受信したサンプルデータに対して受信フォーカス処理を施すことにより、超音波の受信方向に沿った音線信号を生成する受信フォーカス処理手段と、
前記受信フォーカス処理手段によって生成された音線信号に基づいて、超音波診断画像を表す画像信号を生成する画像信号生成手段と、
を具備する超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受信する複数の超音波トランスデューサを内蔵する超音波探触子、及び、そのような超音波探触子を用いて超音波診断画像を生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、被検体の内部を観察して診断を行うために、様々な撮像技術が開発されている。特に、超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音波撮像は、リアルタイムで画像観察を行うことができる上に、X 線写真や R I (radio isotope) シンチレーションカメラ等の他の医用画像技術と異なり、放射線による被曝がない。そのため、超音波撮像は、安全性の高い撮像技術として、産科領域における胎児診断の他、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。

【0003】

10

20

30

40

50

超音波撮像の原理は、次のようなものである。超音波は、被検体内における構造物の境界のように、音響インピーダンスが異なる領域の境界において反射される。そこで、超音波ビームを人体等の被検体内に送信し、被検体内において生じた超音波エコーを受信して、超音波エコーが生じた反射位置や反射強度を求めることにより、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織等）の輪郭を抽出することができる。

【 0 0 0 4 】

一般に、超音波診断装置においては、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランスデューサ（振動子）を含む超音波探触子（プローブ）が用いられる。超音波エコーを受信した振動子から出力される受信信号は、超音波の焦点からそれぞれの振動子までの距離の差に応じた遅延を伴うので、振動子の位置に応じた遅延をそれらの受信信号に与えた後にそれらの受信信号を加算することによって、特定の位置に焦点を結ぶビームフォーミング処理（受信フォーカス処理）が行われる。その際に、複数の受信信号が加算されるまでは、それらの受信信号は並列データとして扱われる。

10

【 0 0 0 5 】

この受信フォーカス処理は、通常、ディジタル信号処理によって行われる。即ち、A/D変換された受信信号は、メモリに蓄えられた後、読み出し時刻を随時変えながら読み出され、適度に補間処理が施されて加算される。複数の受信信号が加算されると、信号のチャンネル数が1つになるので、無線通信によって信号伝送を行うことも可能となる。従って、受信フォーカス処理を行うための回路を超音波探触子の中に組み込めば、超音波探触子と超音波診断装置本体とを接続する信号線の本数を低減したり、ワイアレス化を図ることができる。

20

【 0 0 0 6 】

しかしながら、受信フォーカス処理においては、受信信号に与える遅延量が焦点の位置によって異なるので、メモリからの読み出し時刻の制御は極めて複雑となり、大規模な回路が必要になる。そのような回路を超音波探触子の中に組み込むと、もはや片手で容易に操作できるような実用的な大きさではなくなってしまう。

【 0 0 0 7 】

関連する技術として、特許文献1には、高精細化に伴い振動素子数が増加しても伝送ケーブルの細径化、軽量化が可能であり、操作性の維持及び向上を行うことのできる超音波探触子を有する超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置は、複数の振動素子を用いて生体に対して超音波パルスの送受波を行う超音波探触子と、当該超音波探触子に伝送ケーブルを介して接続され前記超音波探触子から超音波パルスを送波するための送波信号の生成及び生体で反射して前記超音波探触子で受波した超音波パルス（エコー）に基づく受波信号から超音波画像を形成する装置本体とを含み、前記伝送ケーブルを介して前記超音波探触子と装置本体との間で受け渡しされる送波信号及び受波信号が、伝送前に各振動素子に対応して時分割的に区切られてチップ化され、各チップが、前記伝送ケーブル内の共用信号線を利用して順次伝送されることを特徴とする。

30

【 0 0 0 8 】

しかしながら、特許文献1の超音波診断装置においては、各振動素子から出力される受波信号がそのままの帯域で伝送されるので、データ量を削減することができず、高い伝送レートが必要となる。また、受波信号が時分割によって伝送されるので、伝送後にビームフォーミング処理を確実に行えるという保証がない。

40

【 0 0 0 9 】

特許文献2には、超音波プローブと装置本体との間で無線伝送を行うワイアレス超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置においては、超音波プローブが、複数の振動子と、それらの振動子に対応した増幅器及びA/D変換器と、ディジタルビームフォーマと、PS変換部と、制御データ挿入部と、変調器と、電力増幅器とを含んでおり、超音波プローブ内においてディジタルビームフォーミング処理が行われて整相加算データが生成され、さらに、整相加算データがパラレル/シリアル変換される。

【 0 0 1 0 】

50

しかしながら、超音波プローブ内においてデジタルビームフォーミング処理を行うためには、従来の超音波診断装置におけるフロントエンド回路を超音波プローブ内にまとめることができず、回路規模が膨大になる。

【特許文献1】特開2003-299648号公報(第3頁、図1)

【特許文献2】特開2008-18107号公報(第4-5頁、図1)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、複数の超音波トランスデューサから出力される受信信号のデータ量を減少させることにより、超音波探触子と超音波診断装置本体とを接続する信号線の本数を低減したり、ワイアレス化を図ることを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するため、本発明の1つの観点に係る超音波探触子は、複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、複数の超音波トランスデューサの内から、順次切り換えられる複数の送受信開口の内の1つの送受信開口を構成する一群の超音波トランスデューサを選択する切換回路と、切換回路によって選択された一群の超音波トランスデューサにおいて対称位置にある2つの超音波トランスデューサから出力される受信信号を加算する加算回路と、加算回路から出力される受信信号に対して直交検波処理又は直交サンプリング処理を施すことにより複素ベースバンド信号を生成する信号処理手段と、信号処理手段によって生成された複素ベースバンド信号をサンプリングすることによりサンプルデータを生成するサンプリング手段と、一群の超音波トランスデューサについてサンプリング手段によって生成された並列のサンプルデータを、シリアルなサンプルデータに変換するシリアル化手段と、シリアル化手段によって変換されたシリアルなサンプルデータを伝送する伝送手段とを具備する。

20

【0013】

また、本発明の1つの観点に係る超音波診断装置は、本発明に係る超音波探触子と、超音波探触子から受信したサンプルデータに対して受信フォーカス処理を施すことにより、超音波の受信方向に沿った音線信号を生成する受信フォーカス処理手段と、受信フォーカス処理手段によって生成された音線信号に基づいて、超音波診断画像を表す画像信号を生成する画像信号生成手段とを具備する。

30

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、超音波探触子において、各超音波トランスデューサから出力される受信信号に対して直交検波処理又は直交サンプリング処理を施すことにより複素ベースバンド信号を生成し、複素ベースバンド信号をサンプリングすることによって生成された並列のサンプルデータをシリアルなサンプルデータに変換して超音波診断装置本体に伝送することにより、複数の超音波トランスデューサから出力される受信信号のデータ量を減少させて、超音波探触子と超音波診断装置とを接続する信号線の本数を低減したり、ワイアレス化を図ることができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照符号を付して、説明を省略する。

図1は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図1に示すように、この超音波診断装置は、本発明の一実施形態に係る超音波探触子1と、超音波診断装置本体2とによって構成される。

【0016】

超音波探触子1は、リニアスキャン方式、コンベックスキャン方式、セクタスキャン

50

方式等の体外式プローブでも良いし、ラジアルスキャン方式等の超音波内視鏡用プローブでも良い。図 1 に示すように、超音波探触子 1 は、1 次元又は 2 次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサ 10 と、複数チャンネルの送受信部 20 と、シリアル化部 30 と、送信制御部 40 と、伝送回路 50 とを含んでいる。

【0017】

複数の超音波トランスデューサ 10 は、印加される複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、伝搬する超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する。各超音波トランスデューサは、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate）に代表される圧電セラミックや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料（圧電体）の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

10

【0018】

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、それらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0019】

複数チャンネルの送受信部 20 は、送信制御部 40 の制御の下で複数の駆動信号を生成して、それらの駆動信号を複数の超音波トランスデューサ 10 に供給すると共に、複数の超音波トランスデューサ 10 から出力される複数の受信信号に対して直交検波処理等を実施して得られたサンプルデータをシリアル化部 30 に供給する。

20

【0020】

図 2 は、図 1 に示す送受信部の第 1 の構成例を示す図である。図 2 に示すように、各チャンネルの送受信部 20 は、送信回路 21 と、プリアンプ 22 と、ローパスフィルタ（LPF）23 と、アナログ/ディジタル変換器（ADC）24 と、直交検波処理部 25 と、サンプリング部 26a 及び 26b と、メモリ 27a 及び 27b とを含んでいる。ここで、送信回路 21～直交検波処理部 25 は、信号処理手段を構成している。

【0021】

送信回路 21 は、例えば、パルサによって構成されており、送信制御部 40 の制御の下で駆動信号を生成して、生成された駆動信号を超音波トランスデューサ 10 に供給する。図 1 に示す送信制御部 40 は、伝送回路 50 から出力される走査制御信号に基づいて、複数チャンネルの送信回路 21 の動作を制御する。例えば、送信制御部 40 は、走査制御信号によって設定された送信方向に応じて、複数の遅延パターンの中から 1 つのパターンを選択し、そのパターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ 10 の駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。あるいは、送信制御部 40 は、複数の超音波トランスデューサ 10 から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように遅延時間を設定しても良い。

30

【0022】

複数チャンネルの送信回路 21 は、送信制御部 40 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ 10 から送信される超音波が超音波ビームを形成するように複数の駆動信号の遅延量を調節して複数の超音波トランスデューサ 10 に供給し、あるいは、複数の超音波トランスデューサ 10 から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサ 10 に供給する。

40

【0023】

プリアンプ 22 は、超音波トランスデューサ 10 から出力される受信信号（RF 信号）を増幅し、LPF 23 は、プリアンプ 21 から出力される受信信号の帯域を制限することにより、A/D 変換におけるアライアシングを防止する。ADC 24 は、LPF 23 から出力されるアナログの受信信号をディジタルの受信信号に変換する。例えば、超音波の周

50

波数が 5 MHz 程度であるとすれば、40 MHz のサンプリング周波数が用いられる。その場合に、1 サンプルに相当する生体内距離は約 0.038 mm となるので、4096 サンプルで約 15.7 cm の深度までのデータが得られることになる。

【0024】

受信開口における超音波トランスデューサの数を 64 個とし、超音波診断画像の 1 フレームについて 100 本の超音波受信ライン（音線）が必要であるとすれば、1 フレームの画像を表示するために必要なデータ量は、 $4096 \times 64 \times 100 = 26 \times 10^6$ 個となり、毎秒 10 フレームの画像を表示するためには、約 260×10^6 個/秒のデータ転送が必要となる。ここで、超音波診断画像に必要な分解能は、通常、1 個のデータについて 12 ビット程度であるから、上記のデータを伝送するためには、約 3120 Mbps の伝送ビットレートが必要となる。

10

【0025】

このように、RF 信号のままでデータの直列化を行うと、伝送ビットレートが極めて高くなり、通信速度やメモリの動作速度がそれに追いつかない。一方、背景技術の説明において述べたように、受信フォーカス処理の後でデータの直列化を行うと、伝送ビットレートを低減することができる。しかしながら、受信フォーカス処理のための回路は、規模が大きく、超音波探触子の中に組み込むことは困難である。そこで、本実施形態においては、受信信号に対して直交検波処理等を施して受信信号の周波数帯域をベースバンド周波数帯域に落としてからデータの直列化を行うことにより、伝送ビットレートを低減させている。

20

【0026】

直交検波処理部 25 は、受信信号に対して直交検波処理を施し、複素ベースバンド信号（I 信号及び Q 信号）を生成する。図 2 に示すように、直交検波処理部 25 は、ミキサ（掛算回路）25a 及び 25b と、ローパスフィルタ（LPF）25c 及び 25d とを含んでいる。ミキサ 25a が、ADC 24 によってデジタル信号に変換された受信信号に局部発振信号 $\cos \omega_0 t$ を掛け合わせて、LPF 25c が、ミキサ 25a から出力される信号にローパスフィルタ処理を施すことにより、実数成分を表す I 信号が生成される。一方、ミキサ 25b が、ADC 24 によってデジタル信号に変換された受信信号に位相を $\pi/2$ だけ回転させた局部発振信号 $\sin \omega_0 t$ を掛け合わせて、LPF 25d が、ミキサ 25b から出力される信号にローパスフィルタ処理を施すことにより、虚数成分を表す Q 信号が生成される。

30

【0027】

サンプリング部 26a 及び 26b は、直交検波処理部 25 によって生成された複素ベースバンド信号（I 信号及び Q 信号）をサンプリング（再サンプリング）することにより、2 チャンネルのサンプルデータをそれぞれ生成する。生成された 2 チャンネルのサンプルデータは、メモリ 27a 及び 27b にそれぞれ格納される。

【0028】

ここで、ベースバンド信号を、ベースバンド周波数帯域の 2 倍の周波数でサンプリングすれば、信号情報は保持される。従って、サンプリング周波数は、5 MHz であれば十分である。これにより、RF 信号のままでデータの直列化を行う場合と比較して、サンプリング周波数が 40 MHz から 5 MHz に低下するので、データ量は $1/8$ となり、約 15.7 cm の深度までのサンプル数が 512 個となる。ただし、包絡線検波によって信号情報を維持するためには、位相情報を保持しなければならないので、直交検波処理等によって複素ベースバンド信号（I 信号及び Q 信号）を生成する必要がある、データのチャンネル数が 2 倍となる。

40

【0029】

従って、1 フレームの画像を表示するために必要なデータ量は、 $512 \times 64 \times 100 \times 2 = 約 6.6 \times 10^6$ 個となり、毎秒 10 フレームの画像を表示するためには、分解能を 12 ビットとして、約 792 Mbps の伝送ビットレートが必要となる。また、サンプリング周波数を 2.5 MHz とすれば、約 15.7 cm の深度までのサンプル数が 256

50

個となり、データ量をさらに半分に低減することができるので、伝送ビットレートを約 3 9 6 M b p s にすることができる。

【 0 0 3 0 】

図 3 A 及び図 3 B は、図 2 に示す A D C によるサンプリングとサンプリング部によるサンプリングとを比較して示す波形図である。図 3 A は、3 つのチャンネル $C h . 1 \sim C h . 3$ について、A D C 2 4 によるサンプリングを示しており、図 3 B は、3 つのチャンネル $C h . 1 \sim C h . 3$ について、サンプリング部 2 6 a によるサンプリングを示している。図 3 A に示すように R F 信号をサンプリングしてサンプルデータを伝送する場合と比較して、図 3 B に示すようにベースバンド信号をサンプリングしてサンプルデータを伝送することにより、伝送ビットレートを大幅に低減することができる。

10

【 0 0 3 1 】

図 4 は、図 1 に示す送受信部の第 2 の構成例を示す図である。図 4 に示す第 2 の構成例においては、図 2 に示す第 1 の構成例におけるサンプリング部 2 6 a 及び 2 6 b の替わりに時分割サンプリング部 2 6 c が設けられており、メモリ 2 7 a 及び 2 7 b の替わりにメモリ部 2 7 c が設けられている。

【 0 0 3 2 】

時分割サンプリング部 2 6 c は、直交検波処理部 2 5 によって生成される I 信号及び Q 信号を交互に時分割でサンプリング（再サンプリング）することにより、2 系列のサンプルデータを生成する。例えば、時分割サンプリング部 2 6 c は、I 信号を $\cos \omega_0 t$ の位相に同期してサンプリングし、Q 信号を $\sin \omega_0 t$ の位相に同期してサンプリングする。生成された 2 系列のサンプルデータは、メモリ 2 7 c に格納される。これにより、メモリ回路を 1 系統にすることができる。

20

【 0 0 3 3 】

図 5 は、図 1 に示す送受信部の第 3 の構成例を示す図である。図 5 に示す第 3 の構成例においては、図 4 に示す第 2 の構成例におけるミキサ 2 5 a 及び 2 5 b の替わりに直交サンプリング部 2 5 e が設けられている。

【 0 0 3 4 】

図 6 は、図 5 に示す直交サンプリング部の動作を説明するための波形図である。直交サンプリング部 2 5 e は、A D C 2 4 によってデジタル信号に変換された受信信号を $\cos \omega_0 t$ の位相に同期してサンプリングして第 1 の信号系列を生成すると共に、受信信号を $\sin \omega_0 t$ の位相に同期してサンプリングして第 2 の信号系列を生成する。

30

【 0 0 3 5 】

さらに、L P F 2 5 c が、直交サンプリング部 2 5 e から出力される第 1 の信号系列にローパスフィルタ処理を施すことにより、実数成分を表す I 信号が生成され、L P F 2 5 d が、直交サンプリング部 2 5 e から出力される第 2 の信号系列にローパスフィルタ処理を施すことにより、虚数成分を表す Q 信号が生成される。これにより、図 4 に示すミキサ 2 5 a 及び 2 5 b を省略することができる。

【 0 0 3 6 】

再び図 1 を参照すると、シリアル化部 3 0 は、複数チャンネルの送受信部 2 0 によって生成されたパラレルのサンプルデータを、シリアルサンプルデータに変換する。例えば、シリアル化部 3 0 は、1 2 8 チャンネルのパラレルのサンプルデータを、1 ~ 4 チャンネルのシリアルサンプルデータに変換する。これにより、超音波トランスデューサ 1 0 の数と比較して、伝送チャンネル数が大幅に低減される。

40

【 0 0 3 7 】

伝送回路 5 0 は、超音波診断装置本体 2 から走査制御信号を受信して、受信した走査制御信号を送信制御部 4 0 に出力すると共に、シリアル化部 3 0 によって変換されたシリアルサンプルデータを超音波診断装置本体 2 に送信する。超音波探触子 1 と超音波診断装置本体 2 との間の信号伝送は、例えば、A S K (Amplitude Shift Keying)、P S K (Phase Shift Keying)、Q P S K (Quadrature Phase Shift Keying)、1 6 Q A M (16 Quadrature Amplitude Modulation) 等の通信方式を用いて、有線又は無線で行われる。A

50

S K又はP S Kを用いる場合には、1系統で1チャンネルのシリアルデータを伝送することが可能であり、Q P S Kを用いる場合には、1系統で2チャンネルのシリアルデータを伝送することが可能であり、1 6 Q A Mを用いる場合には、1系統で4チャンネルのシリアルデータを伝送することが可能である。

【 0 0 3 8 】

超音波探触子1の電源電圧は、超音波探触子1と超音波診断装置本体2との間の信号伝送が有線で行われる場合には超音波診断装置本体2から供給され、超音波探触子1と超音波診断装置本体2との間の信号伝送が無線で行われる場合にはバッテリー等によって供給される。超音波探触子1の電源電圧を超音波診断装置本体2から供給する場合には、超音波探触子1と超音波診断装置本体2との間に接続される信号線を利用してファントム給電を行っても良い。

10

【 0 0 3 9 】

以上において、直交検波処理部25(図2)、サンプリング部26a及び26b(図2)、時分割サンプリング部26c(図4)、直交サンプリング部25e(図5)、L P F 25c及び25d(図5)、及び、シリアル化部30は、F P G A(Field Programmable Gate Array:現場でプログラミング可能なゲートアレイ)等のデジタル回路によって構成しても良いし、中央演算装置(C P U)と、C P Uに各種の処理を行わせるためのソフトウェア(プログラム)とによって構成しても良い。

【 0 0 4 0 】

20

汎用回路であるF P G Aを用いる場合には、回路規模を縮小しても、内蔵される電子部品の数にはあまり影響しない。しかしながら、回路規模が小さくなるとF P G Aの容量が小さくて済むので、より小さな電子部品を使用することが可能となり、実装面積に大きく影響する。あるいは、直交検波処理部25をアナログ回路によって構成することにより、A D C 24を省略しても良い。その場合には、サンプリング部26a及び26b、又は、時分割サンプリング部26cによって、複素ベースバンド信号のA / D変換が行われる。

【 0 0 4 1 】

一方、図1に示す超音波診断装置本体2は、伝送回路60と、走査制御部70と、受信フォーカス処理部80と、Bモード画像信号生成部90と、表示部100と、操作部110と、制御部120と、格納部130とを有している。

30

【 0 0 4 2 】

走査制御部70は、超音波ビームの送信方向を順次設定して走査制御信号を生成する。伝送回路60は、走査制御部70によって生成された走査制御信号を超音波探触子1に送信すると共に、超音波探触子1からシリアルサンプルデータを受信する。走査制御部70は、超音波エコーの受信方向を順次設定して、受信フォーカス処理部80を制御する。

【 0 0 4 3 】

受信フォーカス処理部80は、超音波探触子1から受信したサンプルデータに対して受信フォーカス処理を施すことにより、超音波の受信方向に沿った音線信号を生成する。受信フォーカス処理部80は、メモリ81と、整相加算部82とを含んでいる。メモリ81は、超音波探触子1から受信したシリアルサンプルデータを順次格納する。整相加算部82は、走査制御部70において設定された受信方向に基づいて、複数の受信遅延パターンの中から1つのパターンを選択し、その受信遅延パターンに基づいて、サンプルデータによって表される複素ベースバンド信号に遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれたベースバンド信号(音線信号)が生成される。

40

【 0 0 4 4 】

Bモード画像信号生成部90は、受信フォーカス処理部80によって形成された音線信号に基づいて、被検体内の組織に関する断層画像情報であるBモード画像信号を生成する。Bモード画像信号生成部90は、S T C(sensitivity time control)部91と、D S C(digital scan converter:デジタル・スキャン・コンバータ)92とを含んでいる

50

。STC部91は、受信フォーカス処理部80によって形成された音線信号に対して、超音波の反射位置の深度に応じて、距離による減衰の補正を施す。DSC92は、STC部91によって補正された音線信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、Bモード画像信号を生成する。表示部100は、例えば、LCD等のディスプレイ装置を含んでおり、Bモード画像信号生成部90によって生成されたBモード画像信号に基づいて超音波診断画像を表示する。

【0045】

制御部120は、操作部110を用いたオペレータの操作に従って、走査制御部70等を制御する。本実施形態においては、走査制御部70、整相加算部82、Bモード画像信号生成部90、及び、制御部120が、中央演算装置（CPU）と、CPUに各種の処理を行わせるためのソフトウェア（プログラム）とによって構成されるが、それらをデジタル回路やアナログ回路で構成しても良い。上記のソフトウェア（プログラム）は、格納部130に格納される。格納部130における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM等を用いることができる。

【0046】

図7は、本発明の一実施形態の第1の変形例に係る超音波探触子の構成を示すブロック図である。図7に示す超音波探触子1aにおいては、図1に示す超音波探触子1に対し、超音波探触子に設けられている複数の超音波トランスデューサ10と送受信部20との間の接続関係を切り換える切換回路11が追加されている。

【0047】

一般に、リニアスキャン方式やコンベックスキャン方式の超音波探触子においては、送受信における開口が順次切り換えられながら被検体の走査が行われる。超音波探触子1aに設けられている超音波トランスデューサの数をNとし、同時に使用される超音波トランスデューサの数をMとすると（ $M < N$ ）、切換回路11は、N個の超音波トランスデューサの中からM個の超音波トランスデューサを選択し、選択されたM個の超音波トランスデューサをM個の送受信部20にそれぞれ接続する。これにより、図1に示す超音波探触子1と比較して、送受信部20の数を低減することができる。

【0048】

図8は、本発明の一実施形態の第2の変形例に係る超音波探触子の構成を示すブロック図である。図8に示す超音波探触子1bにおいては、図7に示す超音波探触子1aに対し、超音波受信時において2個の超音波トランスデューサ10から出力される受信信号を加算する加算回路12が追加されている。超音波送信時においては、加算回路12は、送受信部20から供給される駆動信号を2個の超音波トランスデューサ10に並列的に供給する。

【0049】

一般に、リニアスキャン方式やコンベックスキャン方式の超音波探触子においては、送受信方向が超音波トランスデューサの配列面に対して垂直とされるので、送受信における遅延量は、超音波ビームに対して対称となる。従って、M個の超音波トランスデューサによって形成される送受信開口において、第1番目の超音波トランスデューサと第M番目の超音波トランスデューサとについては遅延量が等しいので、受信信号 R_1 と受信信号 R_M とを加算することができる。同様に、第2番目の超音波トランスデューサと第（ $M - 1$ ）番目の超音波トランスデューサとについては遅延量が等しいので、受信信号 R_2 と受信信号 $R_{(M-1)}$ とを加算することができる。これにより、図7に示す超音波探触子1aと比較して、送受信部20の数を半分にすることができ、また、超音波探触子1bと超音波診断装置本体2との間の伝送ビットレートを半分にすることができる。

【産業上の利用可能性】

【0050】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のため

10

20

30

40

50

に用いられる超音波診断画像を生成する超音波診断装置において利用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 1 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 に示す送受信部の第 1 の構成例を示す図である。

【図 3 A】図 2 に示す A D C によるサンプリングを示す波形図である。

【図 3 B】図 2 に示すサンプリング部によるサンプリングを示す波形図である。

【図 4】図 1 に示す送受信部の第 2 の構成例を示す図である。

【図 5】図 1 に示す送受信部の第 3 の構成例を示す図である。

10

【図 6】図 5 に示す直交サンプリング部の動作を説明するための波形図である。

【図 7】本発明の一実施形態の第 1 の変形例に係る超音波探触子の構成を示すブロック図である。

【図 8】本発明の一実施形態の第 2 の変形例に係る超音波探触子の構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

【 0 0 5 2 】

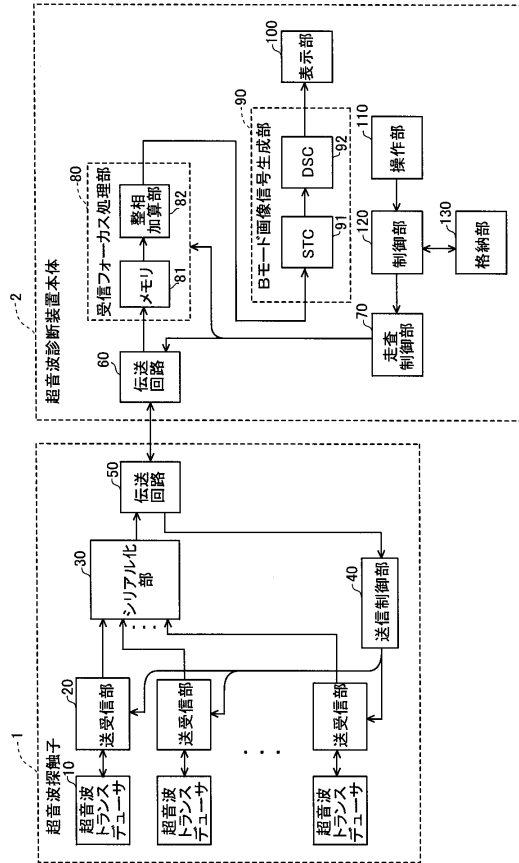
- 1 超音波探触子
- 2 超音波診断装置本体
- 1 0 超音波トランスデューサ
- 1 1 切換回路
- 1 2 加算回路
- 2 0 送受信部
- 2 1 送信回路
- 2 2 プリアンプ
- 2 3 L P F
- 2 4 A D C
- 2 5 直交検波処理部
- 2 5 a、2 5 b ミキサ
- 2 5 c、2 5 d L P F
- 2 5 e 直交サンプリング部
- 2 6 a、2 6 b サンプリング部
- 2 6 c 時分割サンプリング部
- 2 7 a ~ 2 7 c メモリ
- 3 0 シリアル化部
- 4 0 送信制御部
- 5 0、6 0 伝送回路
- 7 0 走査制御部
- 8 0 受信フォーカス処理部
- 8 1 メモリ
- 8 2 整相加算部
- 9 0 B モード画像信号生成部
- 9 1 S T C
- 9 2 D S C
- 1 0 0 表示部
- 1 1 0 操作部
- 1 2 0 制御部
- 1 3 0 格納部

20

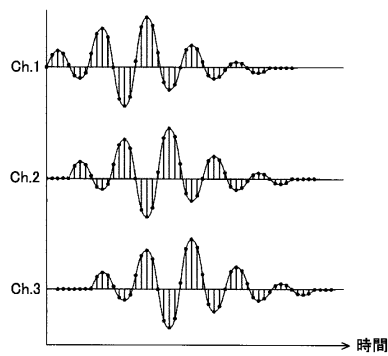
30

40

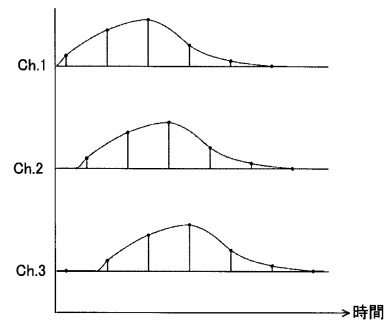
【図 1】



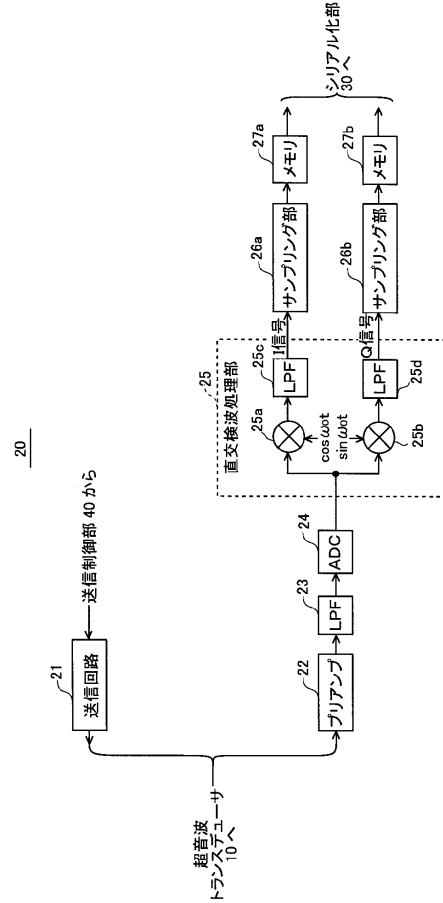
【図 3 A】



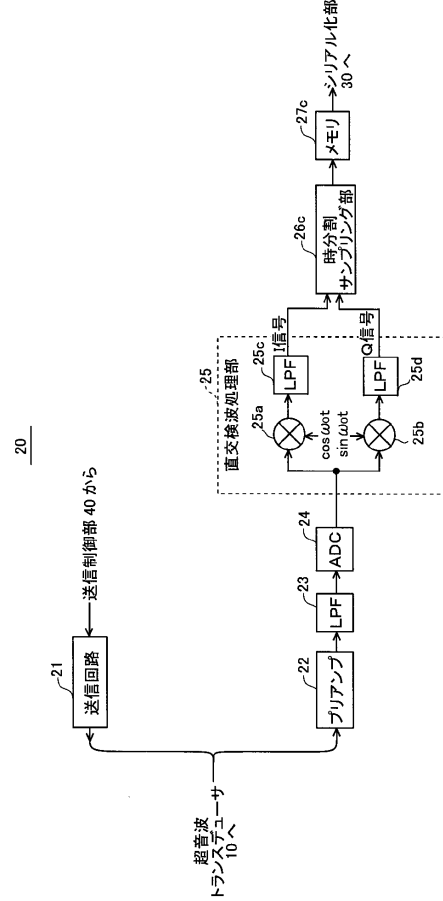
【図 3 B】



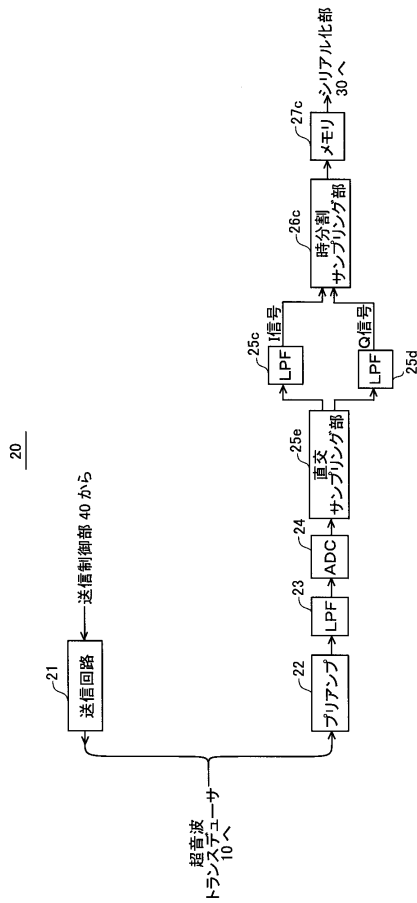
【図 2】



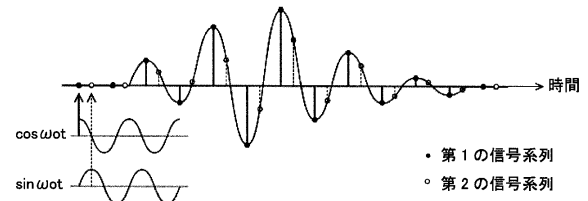
【図 4】



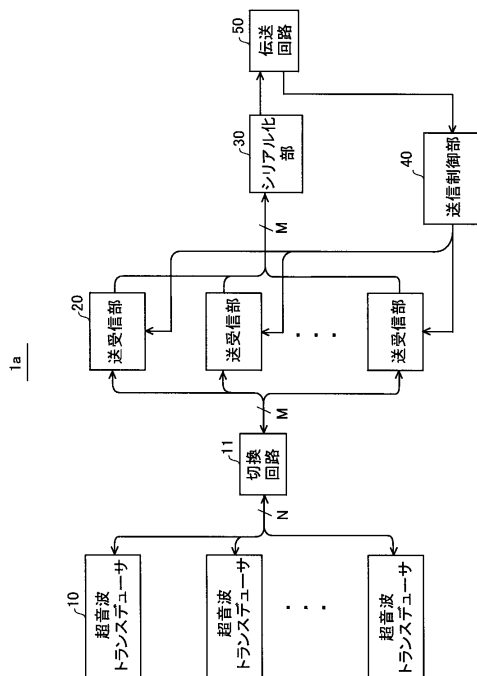
【図 5】



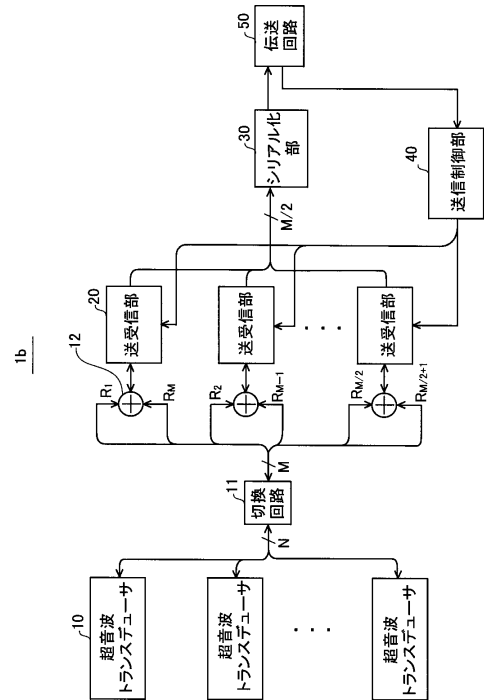
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平07-170454(JP,A)
特開平03-136638(JP,A)
米国特許出願公開第2008/0114249(US,A1)
特開平06-335481(JP,A)
特開2008-113793(JP,A)
特開昭61-191345(JP,A)
特開2004-350962(JP,A)
特開平11-299776(JP,A)

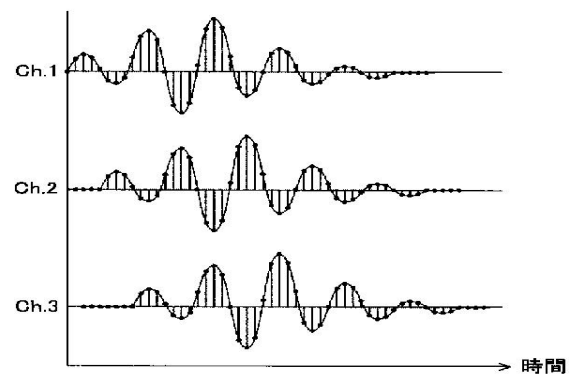
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP5580524B2	公开(公告)日	2014-08-27
申请号	JP2008290894	申请日	2008-11-13
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	近藤祐司		
发明人	近藤 祐司		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/GB18 4C601/GD04 4C601/GD12 4C601/JB24 4C601/LL21		
代理人(译)	宇都宫正明		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2010115356A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过减少多个接收信号输出的数据量，从超声换能器，或减少信号线的数量，用于连接的超声波探头和超声波诊断装置A，减少无线还原。解决方案：该超声探头包括多个超声换能器，用于根据多个驱动信号发射超声波并接收超声回波并输出多个接收信号，用于通过执行正交检测处理或正交采样处理产生复基带信号的信号处理装置，采样装置，用于通过采样复基带信号，串行采样数据的并行采样数据生成的样本数据，以及用于传输串行样本数据的传输装置。点域1

】



】