

(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2007-215766

(P2007-215766A)

(43) 公開日 平成19年8月30日(2007.8.30)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2006-39732 (P2006-39732)

(22) 出願日 平成18年2月16日 (2006.2.16)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(71) 出願人 594164542

東芝メディカルシステムズ株式会社

栃木県大田原市下石上1385番地

(74) 代理人 100078765

弁理士 波多野 久

(74) 代理人 100078802

弁理士 関口 俊三

(74) 代理人 100077757

弁理士 猿渡 章雄

(74) 代理人 100122253

弁理士 古川 潤一

最終頁に続く

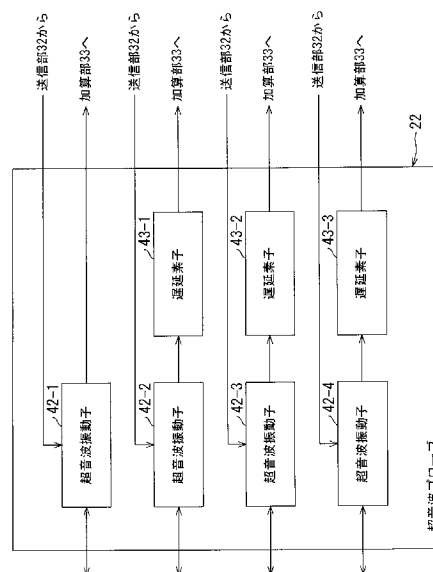
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波プローブが有する性能を十分に発揮させつつ、受信部の数を削減し、超音波診断装置の小型化と低価格化を図ることができるようにする。

【解決手段】本発明の超音波診断装置においては、超音波振動子42-1からの電気信号は、その間に遅延素子が介されていないため、遅延時間は何ら付加されず、一方、超音波振動子42-2乃至42-4からの電気信号は、その間に遅延素子43-1乃至43-3が介されており、所定の遅延時間、2、または3が付加され、本体の加算部に出力される。加算部は超音波振動子42-1乃至42-4からの電気信号を加算し、加算信号として受信部に供給する。受信部のA/D変換器は加算信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、分離器はデジタル信号を4つのデジタル信号に分離する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の超音波振動子を振動させてパルス波を送信する送信手段と、

前記送信手段により送信されたパルス波のうち、被検体から反射された反射波を受けて前記複数の超音波振動子からそれぞれ発生される複数の受信信号に対して、それぞれ、異なる遅延時間を与える遅延手段と、

前記遅延手段により遅延された複数の受信信号を加算する加算手段と、

前記加算手段により加算されて得られた加算信号をディジタル信号に変換する変換手段と、

前記ディジタル信号を、前記複数の超音波振動子のそれぞれに対応する複数の成分に分離する分離手段と、 10

前記分離手段により分離された前記複数の成分に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記加算手段は、前記遅延手段によりそれぞれ異なる所定の遅延時間を与えられた前記複数の受信信号のいずれかの受信信号を加算するか否かを切り換える切換手段を備え、

前記加算手段は、前記切換手段により切り換えられて供給された受信信号を順次加算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】

前記切換手段により切り換えられ、前記複数の受信信号のうち、所定の受信信号が加算された後、所定の時間が経過したか否かを判定する判定手段をさらに備え、 20

前記判定手段により前記複数の受信信号のうち所定の受信信号が加算された後、所定の時間が経過したと判定された場合、前記切換手段は次の信号を加算するように切り換えることを特徴とする請求項 2 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係り、特に、超音波プローブの性能を十分に発揮させつつ、受信部の数を削減し、超音波診断装置の小型化と低価格化を図ることができるようにした超音波診断装置に関する。 30

【背景技術】

【0002】

図 1 は、従来の超音波診断装置 1 の内部の簡略的な構成を表している。

【0003】

図 1 に示されるように、従来の超音波診断装置 1 は、本体 2 と、その本体 2 にケーブルを介して接続されている超音波プローブ 3 により構成されている。

【0004】

本体 2 は、送信部 4 と受信部 5、および、駆動制御系回路と信号処理系回路（いずれも図示せず）により構成されている。送信部 4 は、超音波プローブ 3 に設けられた複数の超音波振動子（図示せず）を駆動するための電気パルスが発生し、超音波プローブ 3 に出力する。受信部 5 は、超音波プローブ 3 から入力された受信信号に増幅処理や遅延処理などを施し、信号処理系回路に供給する。 40

【0005】

超音波プローブ 3 は、複数の超音波振動子を有し、本体 2 の送信部 4 から入力された電気パルスを超音波パルス（送信超音波）に変換し、また受信時には被検体により反射された超音波を電気信号に変換し、本体 2 の受信部 4 に出力する。

【0006】

ところで、従来の超音波診断装置 1 においては、超音波プローブの性能を十分に発揮させるために、超音波プローブが有する振動子の数と同数あるいはそれ以上の送信部と受信部を備えることが必要であった。これは、超音波診断装置の大型化と装置価格の上昇を引 50

き起こしていた。

【 0 0 0 7 】

そこで、このような問題を解決するために、超音波プローブの振動子の数よりも送信部と受信部の数を少なくした超音波診断装置が提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

【 0 0 0 8 】

特許文献 1 に提案された超音波診断装置によれば、例えば 4 0 9 6 チャンネルの中から疎らに 2 5 6 チャンネルや 5 1 2 チャンネルを選択し、その選択したチャンネルだけを用いて電子的にボリウムスキャンを行うスキャン方法であるスパースアレイスキャン（間引きスキャン）に対応した 2 次元アレイ型超音波プローブにおいて、2 次元スキャンに際して、共通接続されていない振動子だけでなく、共通接続された振動子を用いることにより、高 S/N 比を実現することができる。

10

【特許文献 1】特開 2 0 0 1 - 1 9 8 1 2 2 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 9 】

しかしながら、従来の超音波診断装置によれば、例えば、1 9 2 個の超音波振動子と 1 2 8 個ずつの送信部と受信部が備えられた超音波診断装置を用いた場合、1 9 2 個の超音波振動子のうち 1 2 8 個の超音波振動子しか使用することができないため、1 9 2 個の超音波振動子すべてを使用したときと比べ、送信部における送信時において送信フォーカスが甘くなり、その結果、生成される画像の解像度が低下してしまう。

20

【 0 0 1 0 】

また、受信部での受信時においても、1 9 2 個の超音波振動子すべてを使用したときと比べ、S/N 比が低下してしまい、その結果、超音波診断装置自体の感度が低下してしまう。

【 0 0 1 1 】

特許文献 1 に提案された超音波診断装置では、2 次元スキャンに際して、1 列あたりに共通接続された 3 2 個の振動子とともに、共通接続されていない送信専用の 1 6 個の振動子と受信専用の 1 6 個の振動子を用いることにより、送受信感度と S/N 比の向上を図ることができるが、設けられたすべての超音波振動子を送信または受信に用いることはできないため、従来の超音波診断装置と同様に、超音波振動子すべてを使用したときと比べ、S/N 比が低下してしまい、その結果、超音波診断装置自体の感度が低下してしまう。

30

【 0 0 1 2 】

ここで、このような問題点を解決するために、送信部と受信部の数を超音波プローブの振動子の数よりも少なくした超音波診断装置において、少ない送信部と受信部であっても、送受信を複数回行うことにより、備えられたすべての超音波振動子を使用して画像を生成する方法も提案されている。

【 0 0 1 3 】

しかし、この画像生成方法ではフレームレートが低下してしまい、特に、心臓などの動きの速い臓器については、画像上の偽像であるモーションアーティファクトが発生してしまう。

40

【 0 0 1 4 】

また、従来の超音波診断装置の中には、少ない送信部と受信部であっても、超音波プローブが有するすべての超音波振動子を使用することができるよう、隣接し合う超音波振動子からの電気信号をそのまま加算し、受信部に出力する超音波診断装置もある。

【 0 0 1 5 】

しかし、この超音波診断装置の場合、隣接し合う超音波振動子からの電気信号をそのまま加算し、受信部に出力するようにしているため、受信フォーカスが甘くなり、結局、画像の解像度が低下してしまう。

【 0 0 1 6 】

50

このように、超音波プローブが有するすべての超音波振動子を使用することにより、送受信フォーカスが甘くならないように、また、生成される画像の解像度が低下しないようにしつつ、同時に、超音波振動子の数よりも送信部と受信部の数を少なくすることは困難であるという課題があった。

【 0 0 1 7 】

本発明は、このような状況に鑑みてなされてものであり、超音波プローブが有する性能を十分に発揮させつつ、受信部の数を削減し、超音波診断装置の小型化と低価格化を図ることができる超音波診断装置およびその信号処理プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

10

【 0 0 1 8 】

本発明の超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、複数の超音波振動子を振動させてパルス波を送信する送信手段と、送信手段により送信されたパルス波のうち、被検体から反射された反射波を受けて複数の超音波振動子からそれぞれ発生される複数の受信信号に対して、それぞれ、異なる遅延時間を与える遅延手段と、遅延手段により遅延された複数の受信信号を加算する加算手段と、加算手段により加算されて得られた加算信号をデジタル信号に変換する変換手段と、デジタル信号を、複数の超音波振動子のそれぞれに対応する複数の成分に分離する分離手段と、分離手段により分離された複数の成分に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段とを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

20

加算手段は、遅延手段によりそれぞれ異なる所定の遅延時間を与えられた複数の受信信号のいずれかの受信信号を加算するか否かを切り換える切換手段を備え、加算手段は、切換手段により切り換えられて供給された受信信号を順次加算するようにすることができる。

【 0 0 2 0 】

この超音波診断装置は、切換手段により切り換えられ、複数の受信信号のうち、所定の受信信号が加算された後、所定の時間が経過したか否かを判定する判定手段をさらに備え、判定手段により複数の受信信号のうち所定の受信信号が加算された後、所定の時間が経過したと判定された場合、切換手段は次の信号を加算するように切り換えるようにすることができる。

30

【 0 0 2 1 】

本発明の超音波診断装置においては、複数の超音波振動子を振動させてパルス波が送信され、送信されたパルス波のうち、被検体から反射された反射波を受けて複数の超音波振動子からそれぞれ発生される複数の受信信号に対して、それぞれ、異なる所定の遅延時間を与られ、遅延された複数の受信信号が加算され、加算されて得られた加算信号がデジタル信号に変換され、デジタル信号が複数の超音波振動子のそれぞれに対応する複数の成分に分離され、分離された複数の成分に基づいて超音波画像が生成される。

【発明の効果】

【 0 0 2 2 】

本発明によれば、超音波プローブが有するすべての超音波振動子を使用しつつ、従来必要とされていた受信部の数を削減することができる。これにより、超音波診断装置の小型化と低価格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】

【 0 0 2 3 】

本発明の実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

【 0 0 2 4 】

[第 1 の実施形態]

図 2 は、本発明を適用した超音波診断装置 1 1 の第 1 の実施形態の内部の構成を表している。

【 0 0 2 5 】

50

図 2 に示されるように、超音波診断装置 11 は、本体 21、その本体 21 に電気ケーブルを介して接続されている超音波プローブ 22、入力部 23、および表示部 24 により構成されている。

【0026】

図 2 に示されるように、超音波診断装置 11 の本体 21 は、主制御部 31、送信部 32、加算部 33、受信部 34、画像処理部 35、演算部 36、記憶部 37 および DSC (Digital Scan Converter) 38 が入出力インタフェース 41 を介して接続されて構成されている。

【0027】

主制御部 31 は、CPU (Central Processing Unit) または MPU (Micro Processing Unit) などからなり、種々の制御信号を生成し、各部に供給することにより超音波診断装置 11 の駆動を総括的に制御する。 10

【0028】

送信部 32 は、レートパルス発生器、送信遅延回路、およびパルサ (いずれも図示せず) からなり、レートパルス発生器は被検体の内部に入射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを発生し、送信遅延回路に供給する。また、送信遅延回路は、主制御部 31 から供給される制御信号に基づいて、送信時における超音波ビームの焦点位置と偏向角度が所定の焦点位置と偏向角度となるように、レートパルス発生器から供給されたレートパルスに遅延時間を加え、パルサに供給する。さらに、パルサは、送信遅延回路から供給されたレートパルスに基づいて、超音波振動子を駆動するための高圧パルスを生成し、生成された高圧パルスを超音波プローブ 22 に出力する。 20

【0029】

加算部 33 は、超音波プローブ 22 から発振される超音波が被検体内に発射され、この被検体内部からの反射波を電気信号に変換し、変換された電気信号を加算し、加算された電気信号を加算信号として受信部 34 に供給する。

【0030】

受信部 34 は、加算部 33 から供給された加算信号を取得し、取得された加算信号に増幅処理や A/D 変換処理などを施し、処理が施された後のデジタル信号を画像処理部 35 の B モード処理取得部 39 とドプラモード処理取得部 40 にそれぞれ供給する。

【0031】

画像処理部 35 は、B モード処理取得部 39 とドプラモード処理取得部 40 により構成されている。B モード処理取得部 39 は、対数増幅器、包絡線検波回路、および A/D 変換器 (いずれも図示せず) からなり、主制御部 31 から供給された制御信号に基づいて、以下の処理を行う。 30

【0032】

すなわち、B モード処理取得部 39 の対数増幅器は、受信部 34 から供給された受信信号を対数増幅し、対数増幅された受信信号を包絡線検波回路に供給する。包絡線検波回路は、対数増幅器から供給された受信信号について包絡線を検波し、検波された受信信号を A/D 変換器に供給する。A/D 変換器は、包絡線検波回路に供給された受信信号をデジタル信号に変換し、B モード画像データとして演算部 36 に供給する。 40

【0033】

ドプラモード処理取得部 40 は、基準信号発生器、 $1/2$ 位相器、ミキサ、LPF (Low Pass Filter)、A/D 変換器、ドプラ信号記憶回路、FFT (Fast Fourier Transform) 分析器、および演算器 (いずれも図示せず) からなり、主に直交位相検波と FFT 分析が行われる。すなわち、ドプラモード処理取得部 40 は、受信部 34 から供給された受信信号を取得し、取得された受信信号をミキサの第 1 の入力端子に入力する。一方、基準信号発生器は、入力信号の中心周波数とほぼ等しい周波数をもった基準信号を発生させて、ミキサの第 1 の入力端子と $1/2$ 位相器に供給する。 $1/2$ 位相器は、基準信号発生器から供給された基準信号の位相を 90 度シフトし、ミキサの第 2 の入力端子に供給する。

【0034】

ミキサは、受信信号をLPFに供給し、LPFは、ミキサから供給された受信信号の高周波成分を除去し、A/D変換器に供給する。A/D変換器は、LPFから供給された受信信号をデジタル信号に変換し、FFT分析器に供給する。FFT分析器は、デジタル化された受信信号の直交成分を一旦ドブラ信号記憶回路に記憶した後、FFT分析を行い、演算器に供給する。演算器は、FFT分析器から供給されたドブラ信号の周波数スペクトルに対して、その中心周波数や分散を計算し、演算部36に供給する。

【0035】

演算部36は、Bモード処理取得部39とドブラモード処理取得部40から供給されたBモード画像データとドブラモード画像データを取得し、取得されたBモード画像データとドブラモード画像データに種々の演算を施し、その結果得られたBモード画像データとドブラ画像データを記憶部37に供給する。

10

【0036】

記憶部37は、Bモード処理取得部39とドブラモード処理取得部40から供給されたBモード画像データとドブラモード画像データを取得し、取得されたBモード画像データとドブラモード画像データを記憶する。また、記憶部37は、制御部31からの指示に従い、必要に応じて、記憶されているBモード画像データとドブラモード画像データをDSC38に供給する。

【0037】

DSC38は、記憶部37から供給されたBモード画像データとドブラモード画像データを取得し、取得されたBモード画像データとドブラモード画像データを、超音波スキャンの走査線信号列からビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示部24に供給する。

20

【0038】

また、超音波プローブ22は、本体21にケーブルを介して接続されており、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受信を行う超音波トランスジューサであり、図3に示されるように、例えば、1次元にアレイ配列された4個の微小な超音波振動子42-1乃至42-4をその先端部分に有している。この超音波振動子42-1乃至42-4は圧電振動子としての電気音響変換素子である。超音波プローブ22は、送信時には本体21の送信部32から入力された電気パルスを超音波パルス(送信超音波)に変換し、また受信時には被検体により反射された反射波を電気信号に変換し、本体21の加算部33に出力する。なお、4つの超音波振動子のうち、3つの超音波振動子42-2乃至42-4においては、それぞれ、遅延素子43-1乃至43-3を介して電気信号が本体21の加算部33に出力される。すなわち、3つの超音波振動子42-2乃至42-4から出力される電気信号には、遅延素子43-1乃至43-3により、予め設定された所定の遅延時間(図6を参照して後述する)が付加される。

30

【0039】

一方、超音波振動子42-1においては、遅延素子を介することなく、変換された電気信号がそのまま本体21の加算部33に出力され、他の3つの超音波振動子42-2乃至42-4から出力される電気信号とは異なり、遅延時間は何ら付加されない。

【0040】

また、図3の例の場合、説明を簡略化するために、超音波プローブ22の先端部分に4つの超音波振動子(超音波振動子42-1乃至42-4)を有するようにしたが、その数は4つの場合に限定されず、勿論、超音波プローブ22の先端部分に超音波振動子をいくつ設けるようにしてもよい。

40

【0041】

勿論、本発明は、1次元的にアレイ配列された超音波振動子を有する超音波プローブだけでなく、2次元的にマトリクス配列された超音波振動子を有する超音波プローブなどにも適用することができる。

【0042】

入力部23は、電気(信号)ケーブルを介して本体21の入出力インタフェース41と接続され、ユーザの種々の指示を入力するための種々のキーボード(図示せず)やマウス

50

(図示せず)を有しており、ユーザの操作により入力された指示を主制御部 31 に通知する。

【0043】

表示部 24 は、ケーブルを介して本体 21 の DSC 38 と接続され、図示せぬ LCD(Liquid Crystal Display)や図示せぬ CRT(Cathode Ray Tube)が設けられており、超音波スキンの走査線信号列からビデオフォーマットの走査線信号列に変換された DSC 38 からの Bモード画像データとドプラモード画像データなどを取得し、取得された Bモード画像データとドプラモード画像データなどを図示せぬ LCDや図示せぬ CRTに表示する。

【0044】

図 4 は、図 2 の受信部 34 の内部の構成を表している。

10

【0045】

図 4 に示されるように、受信部 34 は、プリアンプ 45、A/D変換器 46、分離器 47、受信遅延回路 48、および加算器 49 により構成されている。

【0046】

プリアンプ 45 は、加算部 33 から供給された加算信号を取得し、取得された加算信号を所定のレベルまで増幅し、増幅された加算信号を A/D変換器 46 に供給する。A/D変換器 46 は、プリアンプ 45 から供給された加算信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、分離器 47 に供給する。

【0047】

分離器 47 は、A/D変換器 46 から供給されたデジタル信号を取得し、取得されたデジタル信号を、超音波プローブ 22 が有する 4 つの超音波振動子 42 - 1 乃至 42 - 4 から入力された電気信号に対応する 4 つのデジタル信号に分離し、分離された 4 つのデジタル信号を受信遅延回路 48 に供給する。

20

【0048】

受信遅延回路 48 は、主制御部 31 から供給される制御信号に基づいて、分離器 47 から供給された 4 つのデジタル信号に、各超音波振動子のフォーカス位置からの超音波の伝播時間の差に対応する遅延時間を加え、加算器 49 に供給する。加算器 49 は、受信遅延回路 48 から供給された 4 つのデジタル信号を加算し、加算後の加算信号を受信信号として画像処理部 35 の Bモード処理取得部 39 とドプラモード処理取得部 40 にそれぞれ供給する。

30

【0049】

次に、図 5 のフローチャートを参照して、図 2 の超音波診断装置 11 の信号加算分離処理について説明する。

【0050】

ステップ S1 において、加算部 33 は、超音波プローブ 22 が有する各超音波振動子 42 - 1 乃至 42 - 4 から入力された電気信号を加算し、加算された電気信号を加算信号として受信部 34 に供給する。

【0051】

ここで、図 5 のステップ S1 の信号加算処理の概念について図 6 を参照して説明する。

【0052】

図 6 に示されるように、超音波振動子 42 - 1 は、被検体から反射されたエコー信号 55 - 1 を受信し、電気信号 56 - 1 に変換し、本体 21 の加算部 33 に出力する。超音波振動子 42 - 1 から入力された電気信号 56 - 1 には、その間に遅延素子が介されていないため、遅延時間は何ら付加されず、電気信号 56 - 1 は 4 つの電気信号(電気信号 56 - 1 乃至 56 - 4)のうち最初に加算部 33 に出力される。

40

【0053】

超音波振動子 42 - 2 は、被検体から反射されたエコー信号 55 - 2 を受信し、電気信号 56 - 2 に変換し、本体 21 の加算部 33 に出力する。超音波振動子 42 - 2 から入力された電気信号 56 - 2 には、その間に遅延素子 43 - 1 が介されており、所定の遅延時間が付加される。電気信号 56 - 2 は、電気信号 56 - 1 の次に加算部 33 に出力され

50

る。

【 0 0 5 4 】

超音波振動子 4 2 - 3 は、被検体から反射されたエコー信号 5 5 - 3 を受信し、電気信号 5 6 - 3 に変換し、本体 2 1 の加算部 3 3 に出力する。超音波振動子 4 2 - 3 から入力された電気信号 5 6 - 3 には、その間に遅延素子 4 3 - 2 が介されており、所定の遅延時間 2 が付加される。電気信号 5 6 - 3 は、電気信号 5 6 - 2 の次に加算部 3 3 に出力される。

【 0 0 5 5 】

超音波振動子 4 2 - 4 は、被検体から反射されたエコー信号 5 5 - 4 を受信し、電気信号 5 6 - 4 に変換し、本体 2 1 の加算部 3 3 に出力する。超音波振動子 4 2 - 4 から入力された電気信号 5 6 - 4 には、その間に遅延素子 4 3 - 3 が介されており、所定の遅延時間 3 が付加される。電気信号 5 6 - 4 は、電気信号 5 6 - 3 の次に加算部 3 3 に出力される。

【 0 0 5 6 】

図 6 に示されるように、超音波プローブ 2 2 の超音波振動子 4 2 - 1 乃至 4 2 - 4 から入力された電気信号 5 6 - 1 乃至 5 6 - 4 は、時間差ごとに時系列に並んだ電気信号となる。従って、加算部 3 3 において超音波振動子 4 2 - 1 乃至 4 2 - 4 から入力された電気信号 5 6 - 1 乃至 5 6 - 4 を加算することにより、4 つの電気信号 5 6 - 1 乃至 5 6 - 4 を時系列に変換した 1 つの信号を得ることができる。

【 0 0 5 7 】

加算部 3 3 は、加算された電気信号 5 6 - 1 乃至 5 6 - 4 を加算信号 5 7 として受信部 3 4 に供給する。

【 0 0 5 8 】

ステップ S 2 において、受信部 3 4 のプリアンプ 4 5 は、加算部 3 3 から供給された加算信号 5 7 を取得し、取得された加算信号 5 7 を所定のレベルまで増幅し、増幅された加算信号 5 7 を A/D 変換器 4 6 に供給する。

【 0 0 5 9 】

ステップ S 3 において、A/D 変換器 4 6 は、プリアンプ 4 5 から供給された加算信号 5 7 をアナログ信号からデジタル信号に変換し、分離器 4 7 に供給する。

【 0 0 6 0 】

ステップ S 4 において、分離器 4 7 は、A/D 変換器 4 6 から供給されたデジタル信号を取得し、取得されたデジタル信号を、図 7 に示されるように、超音波プローブ 2 2 が有する 4 つの超音波振動子 4 2 - 1 乃至 4 2 - 4 から入力された電気信号 5 6 - 1 乃至 5 6 - 4 に対応する 4 つのデジタル信号 5 8 乃至 6 1 に分離し、分離された 4 つのデジタル信号 5 8 乃至 6 1 を受信遅延回路 4 8 に供給する。

【 0 0 6 1 】

このように、プリアンプ 4 5 から供給された加算信号 5 7 を A/D 変換器 4 6 によりアナログ信号からデジタル信号に変換するようにしたので、時系列に加算された超音波振動子 4 2 - 1 乃至 4 2 - 4 からの電気信号 5 6 - 1 乃至 5 6 - 4 に対応する 4 つのデジタル信号 5 8 乃至 6 1 に容易に分離することができる。これにより、1 つの受信部に供給された電気信号から複数の超音波振動子からの電気信号を復元することができる。

【 0 0 6 2 】

ステップ S 5 において、受信遅延回路 4 8 は、制御部 3 1 から供給される制御信号に基づいて、分離器 4 7 から供給された 4 つのデジタル信号 5 8 乃至 6 1 に、図 8 に示されるように、それぞれ、各超音波振動子のフォーカス位置からの超音波の伝播時間の差に対応する遅延時間を加え、加算器 4 9 に供給する。

【 0 0 6 3 】

ステップ S 6 において、加算器 4 9 は、図 8 に示されるように、受信遅延回路 4 8 から供給された 4 つのデジタル信号 5 8 乃至 6 1 を加算し、加算されたデジタル信号 5 8 乃至 6 1 を受信信号 6 3 として B モード処理取得部 3 9 と Doppler モード処理取得部 4 0 に

10

20

30

40

50

それぞれ供給する。

【0064】

本発明の第1の実施形態に示された超音波診断装置11においては、超音波プローブ22が有する4個の超音波振動子42-1乃至42-4からの電気信号にそれぞれ所定の遅延時間を付加した後、加算するようにしたので、4つの電気信号56-1乃至56-4を時系列に変換した1つの信号を得ることができる。これにより、隣接し合う超音波振動子からの電気信号をそのまま加算し、受信部に出力する場合と異なり、受信フォーカスが甘くなることを防止することができ、その結果、画像の解像度が低下することを防止することができる。

【0065】

また、4つの電気信号56-1乃至56-4を1つの信号に変換した後、分離し、1つの受信部に供給された電気信号から複数の超音波振動子からの電気信号を復元するようにしたので、受信部の数を削減した場合であっても、受信部での受信時においてS/N比が低下することを防止し、その結果、超音波診断装置自体の感度の低下を防止することができる。これにより、超音波プローブ22が有するすべての超音波振動子を使用しつつ、従来必要とされていた受信部の数を削減することができる。従って、超音波診断装置の小型化や低価格化を図ることができる。

【0066】

なお、本発明の第1の実施形態に示された超音波診断装置11においては、図6に示されるように、加算部33は、遅延時間が付加された電気信号56-1乃至56-4を単に加算し、加算された電気信号56-1乃至56-4を加算信号57として受信部34に供給するようにしている。しかし、超音波振動子42-1乃至42-4から出力された電気信号56-1乃至56-4には、画像表示に使用する時間分の信号だけでなく、画像表示には実際使用しないより深部からの信号も含まれているため、遅延時間が付加された電気信号56-1乃至56-4を単に加算してしまうと、例えば、超音波振動子42-1から出力された電気信号56-1の画像表示に使用しない信号帯と、超音波振動子42-2から出力された電気信号56-2の画像表示に使用する信号帯が加算されてしまい、超音波振動子42-2から出力された電気信号56-2の画像表示に使用する信号に不必要なノイズを生じさせてしまう。

【0067】

これにより、超音波振動子42-2から出力された電気信号56-2の画像表示に使用する信号のS/N比が低下してしまう。同様に、超音波振動子42-2から出力された電気信号56-2の画像表示に使用しない信号帯により、超音波振動子42-3から出力された電気信号56-3の画像表示に使用する信号のS/N比が低下してしまう。さらに、超音波振動子42-3から出力された電気信号56-3の画像表示に使用しない信号帯により、超音波振動子42-4から出力された電気信号56-4の画像表示に使用する信号のS/N比が低下してしまう。

【0068】

そこで、このようなことが起こらないように、例えば、加算部33にスイッチと加算器を設け、加算部33の加算器に供給される超音波振動子からの電気信号56-1乃至56-4を切り換えるようにしてもよい。

【0069】

以下、本発明の第2の実施形態について説明する。

【0070】

[第2の実施形態]

図9は、本発明を適用した超音波診断装置11の第2の実施形態の内部の構成を表している。なお、図2に示された超音波診断装置11の構成と同一あるいは対応するものについては、同一の符号を付してあり、その説明は繰り返しになるので省略する。

【0071】

加算部33は、スイッチ71と加算器72により構成されている。スイッチ71は、図

10

20

30

40

50

10に示されるように、主制御部31からの制御信号に基づいて、超音波プローブ22から入力された4つの超音波振動子42-1乃至42-4からの電気信号のうち、加算器72に供給される電気信号を切り換え、加算器72に供給する。加算器72は、スイッチ71を介して超音波振動子42-1乃至42-4からの電気信号を順次加算し、加算された電気信号を加算信号として受信部34に供給する。

【0072】

図11のフローチャートを参照して、図9の超音波診断装置11の信号加算分離処理について説明する。なお、図11のステップS12乃至S16の処理については、図5のステップS2乃至S6の処理と同様であり、その説明は繰り返しのになるので省略する。

【0073】

ステップS11において、超音波診断装置11は、信号加算処理を実行する。なお、この信号加算処理の詳細は、図12のフローチャートに示されている。

【0074】

図12のフローチャートを参照して、信号加算処理について説明する。なお、この信号加算処理が開始される場合、スイッチ71においては、加算器72に超音波振動子42-1からの電気信号が最初に供給されるように予め設定されている。

【0075】

ステップS21において、主制御部31は、加算器72に超音波振動子42-1乃至42-4からの電気信号の加算を開始させるための信号加算開始制御信号を生成し、加算器72に供給する。

【0076】

ステップS22において、加算器72は、主制御部31から供給された信号加算開始制御信号に基づいて、超音波振動子42-1乃至42-4からの電気信号の加算を開始する。すなわち、加算器72は、この信号加算処理が開始された場合に最初に供給される超音波振動子42-1からの電気信号を加算する。

【0077】

ステップS23において、主制御部31は、加算器72において信号加算処理を行ってから、予め設定された所定の時間 が経過したか否かを判定し、加算器72において信号加算処理を行ってから予め設定された所定の時間 が経過したと判定されるまで待機する。

【0078】

ステップS23において加算器72において信号加算処理を行ってから予め設定された所定の時間 が経過したと判定された場合、主制御部31はステップS24で、超音波プローブ22が有するすべての超音波振動子からの電気信号を加算したか否かを判定する。

【0079】

ステップS24において超音波プローブ22が有するすべての超音波振動子からの電気信号を加算していないと判定された場合、主制御部31はステップS25で、所定の超音波振動子からの電気信号が加算器72に供給されるようにスイッチ71を切り換えるためのスイッチ切り換え制御信号を生成し、スイッチ71に供給する。

【0080】

ステップS26において、スイッチ71は、主制御部31から供給されたスイッチ切り換え制御信号に基づいて、所定の超音波振動子からの電気信号が加算器72に供給されるように切り換える。すなわち、超音波振動子42-1からの電気信号が加算器72に供給されるように設定されている場合、超音波振動子42-2から電気信号が加算器72に供給されるようにスイッチ71が切り換えられる。その後、処理はステップS22に進み、ステップS22以降の処理が繰り返される。

【0081】

ステップS24において超音波プローブ22が有するすべての超音波振動子からの電気信号を加算したと判定された場合、主制御部31はステップS27で、加算器72から受信部34に加算信号を供給させるための加算信号供給制御信号を生成し、加算器72に供

10

20

30

40

50

給する。

【0082】

ステップS28において、加算器72は、主制御部31から供給された加算信号供給制御信号に基づいて、加算された電気信号を加算信号として受信部34に供給する。ステップS29において、主制御部31は、スイッチ71を予め設定されている初期設定に戻させるためのスイッチ初期設定切り換え制御信号を生成し、スイッチ71に供給する。

【0083】

ステップS30において、スイッチ71は、主制御部31から供給されたスイッチ初期設定切り換え制御信号に基づいて、予め設定されている初期設定に戻すように切り換える。すなわち、スイッチ71は、加算器72に超音波振動子42-1からの電気信号が供給されるように切り換える。その後、処理は図11のステップS12に進む。 10

【0084】

このように、加算部33にスイッチ71を設け、加算部33の加算器72に供給する超音波振動子42-1乃至42-4からの4つの電気信号を適宜、切り換えるようにしたので、不必要なノイズをより出すことなく、超音波振動子42-1乃至42-4からの4つの電気信号を1つの信号にすることができる。これにより、遅延時間が付加された電気信号56-1乃至56-4を単に加算し、加算された電気信号56-1乃至56-4を加算信号57として受信部34に供給する場合よりも、画像表示に使用する信号のS/N比の低下をより防止することができる。従って、受信部の数を削減した場合であっても、受信部での受信時においてS/N比が低下することをより防止し、その結果、超音波診断装置自体 20
の感度の低下をより防止することができる。

【0085】

なお、本発明の第2の実施形態に示された超音波診断装置11においては、図10に示されるようなスイッチ71を用いるようにしたが、このような方法に限定されるものではなく、超音波振動子42-1乃至42-4からの電気信号に不必要なノイズを出さないような種々の加算方法を用いることができる。

【0086】

また、本発明の第1と第2の実施形態に示された超音波診断装置11においては、超音波プローブ22に設けられた4個の超音波振動子42-1乃至42-4からの電気信号に対して、1つの受信部34を設けるようにしたが、このような場合に限定されず、例えば 30
、超音波プローブ22に設けられた複数個、例えば10個の超音波振動子からの電気信号に対して、1つの受信部34を設けるようにしてもよい。これにより、受信部の数をより削減することができ、超音波診断装置の小型化や装置の低価格化をより図ることができる。

【0087】

さらに、超音波プローブに設けられた超音波振動子数に対する受信部の数の比については、超音波診断装置の用途に応じて、最適な比を選択するようにしてもよい。例えば、診断部位が浅い表在用途などでは、画像表示に使用する受信信号の持続時間が短いため、1回の受信期間で、多数の超音波振動子からの電気信号を1つの信号にまとめて処理することも可能であるが、腹部診断などの用途などでは、画像表示に使用する受信信号の持続時 40
間が長いため、多くの超音波振動子からの電気信号を1つの信号にまとめることは難しくなる。そこで、診断部位が浅い表在用途などでは、超音波プローブに設けられた超音波振動子数に対する受信部の数の比をより小さくするように選択することができる。

【0088】

なお、本発明の第1と第2の実施形態に示された超音波診断装置11においては、4つのうち3つの超音波振動子42-2乃至42-4の後に、それぞれ、遅延素子43-1乃至43-3が接続されるようにしているが（すなわち、3つの超音波振動子42-2乃至42-4については、1つの超音波振動子に対して1つの遅延素子が接続されるようにしているが）、このような場合に限定されず、例えば、超音波プローブ22に設けられた複数個、例えば3個の超音波振動子に対して1つの遅延素子が接続されるようにしてもよい 50

。これにより、受信部の数をより削減することができ、超音波診断装置の小型化や装置の低価格化をより図ることができる。

【 0 0 8 9 】

また、本発明の第 1 と第 2 の実施形態に示された超音波診断装置においては、所定の遅延時間ごとに設けるようにしたが、遅延時間は等間隔である必要はなく、異なる遅延時間間隔にすることもできる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 9 0 】

【 図 1 】従来の超音波診断装置の内部の簡略的な構成を示すブロック図。

【 図 2 】本発明を適用した超音波診断装置の第 1 の実施形態の内部の構成を示すブロック図。 10

【 図 3 】図 2 の超音波プローブの内部の構成を示すブロック図。

【 図 4 】図 2 の受信部の内部の構成を示すブロック図。

【 図 5 】図 2 の超音波診断装置における信号加算分離処理を説明するフローチャート。

【 図 6 】図 2 の超音波プローブにおける遅延処理と本体の加算部における信号加算処理を説明するための概念図。

【 図 7 】図 4 の本体の受信部の分離器において分離された超音波振動子からの電気信号を説明するための概念図。

【 図 8 】図 4 の本体の受信部の受信遅延回路における遅延処理と加算器における信号加算処理を説明するための概念図。 20

【 図 9 】本発明を適用した超音波診断装置の第 2 の実施形態の内部の構成を示すブロック図。

【 図 1 0 】図 9 の加算部のスイッチにおける切り換え処理を説明するための簡略図。

【 図 1 1 】図 9 の超音波診断装置における信号加算分離処理を説明するフローチャート。

【 図 1 2 】図 1 1 のステップ S 1 1 における信号加算処理を説明するフローチャート。

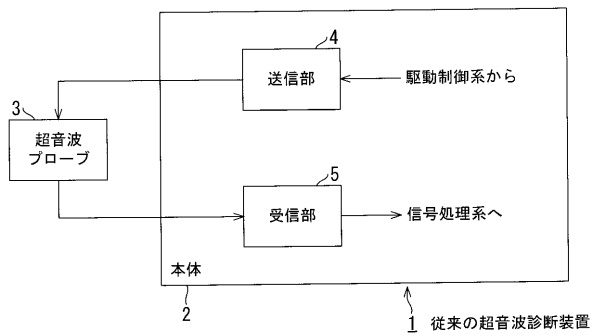
【 符号の説明 】

【 0 0 9 1 】

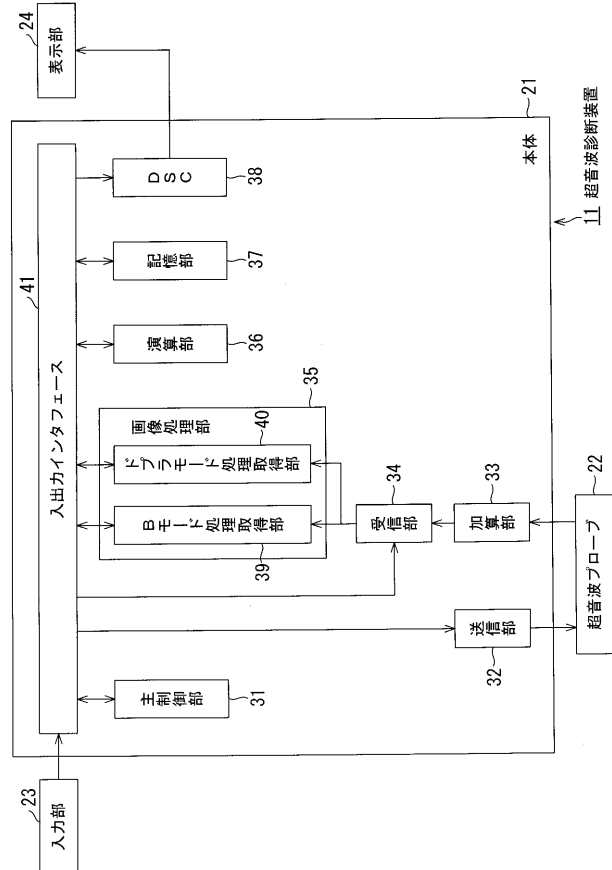
- | | | |
|--------------------|-------------|----|
| 1 | 従来の超音波診断装置 | |
| 2 | 本体 | |
| 3 | 超音波プローブ | 30 |
| 4 | 送信部 | |
| 5 | 受信部 | |
| 1 1 | 超音波診断装置 | |
| 2 1 | 本体 | |
| 2 2 | 超音波プローブ | |
| 2 3 | 入力部 | |
| 2 4 | 表示部 | |
| 3 1 | 主制御部 | |
| 3 2 | 送信部 | |
| 3 3 | 加算部 | 40 |
| 3 4 | 受信部 | |
| 3 5 | 画像処理部 | |
| 3 6 | 演算部 | |
| 3 7 | 記憶部 | |
| 3 8 | DSC | |
| 3 9 | Bモード処理取得部 | |
| 4 0 | ドプラモード処理取得部 | |
| 4 1 | 入出力インタフェース | |
| 4 2 - 1 乃至 4 2 - 4 | 超音波振動子 | |
| 4 3 - 1 乃至 4 3 - 1 | 遅延素子 | 50 |

- 4 5 プリアンプ
- 4 6 A/D変換器
- 4 7 分離器
- 4 8 受信遅延回路
- 4 9 加算器
- 7 1 スイッチ
- 7 2 加算器

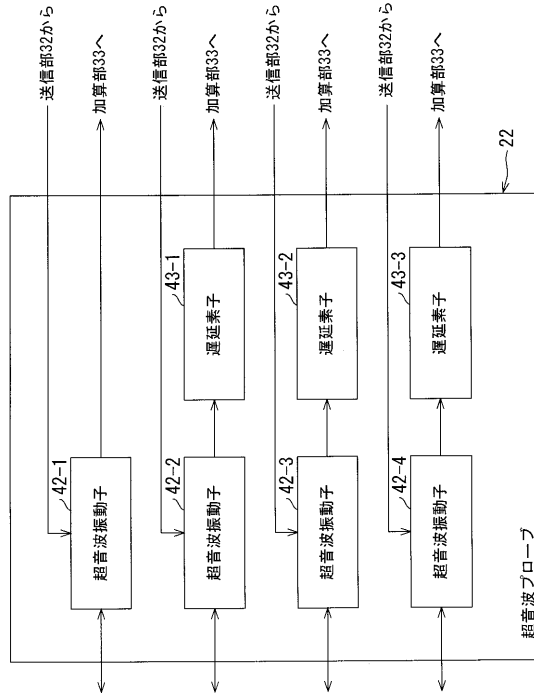
【図 1】



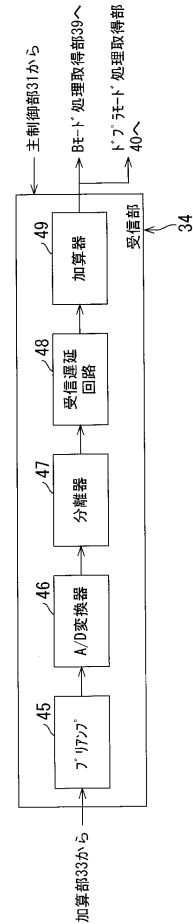
【図 2】



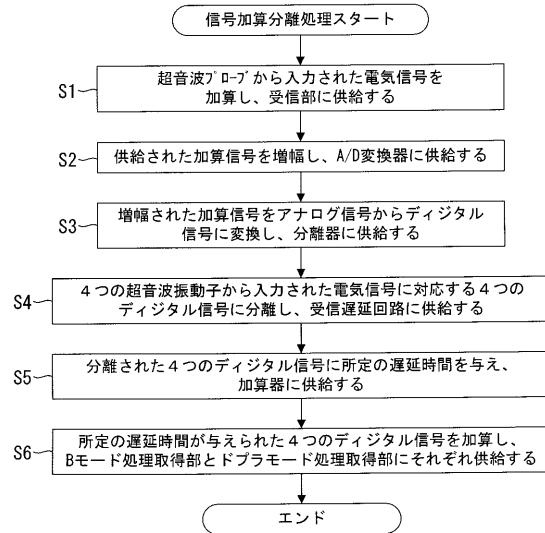
【図 3】



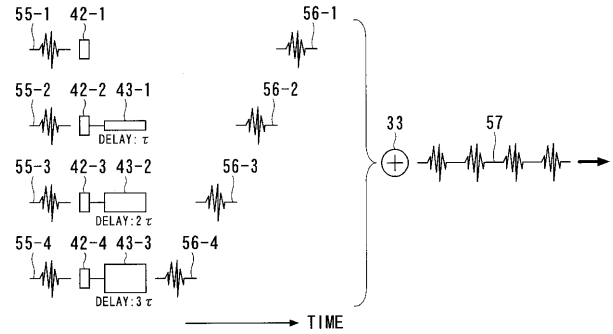
【図 4】



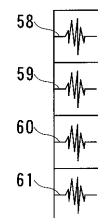
【図 5】



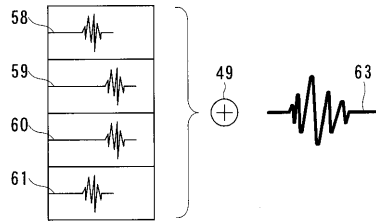
【図 6】



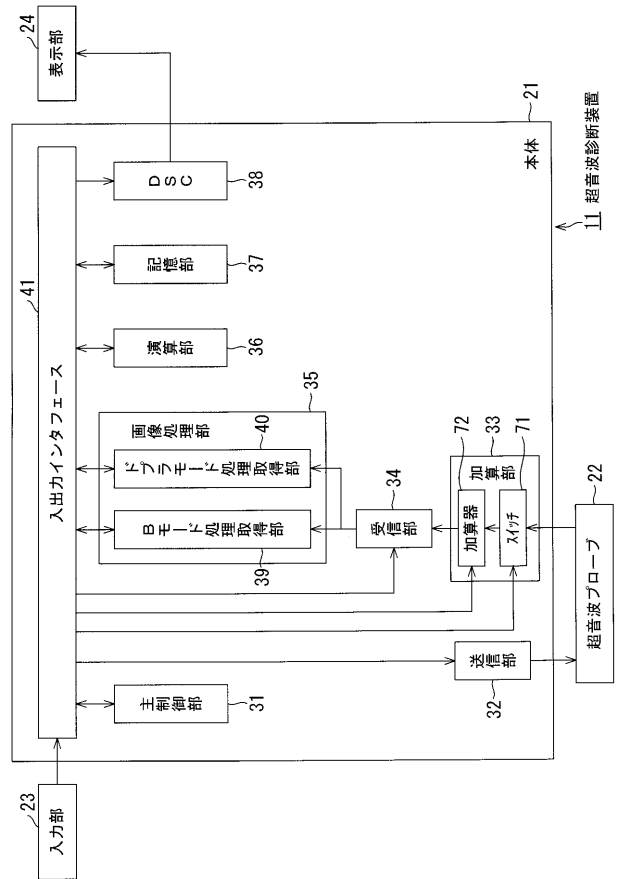
【図 7】



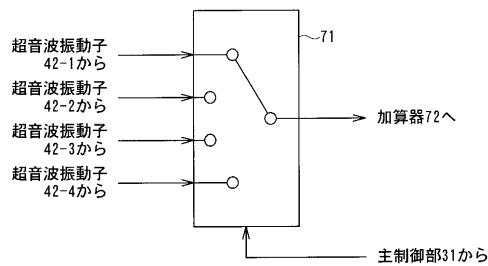
【図 8】



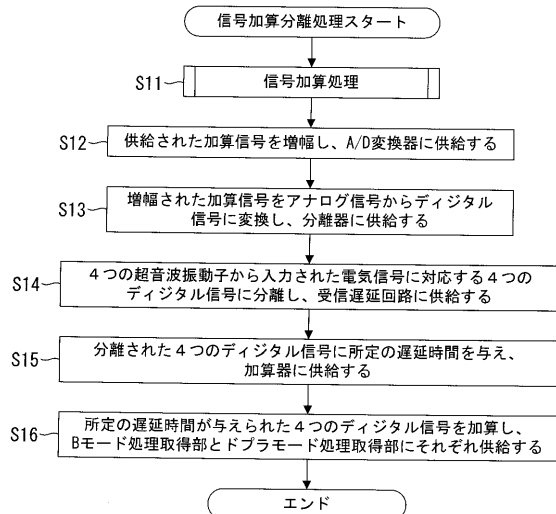
【図 9】



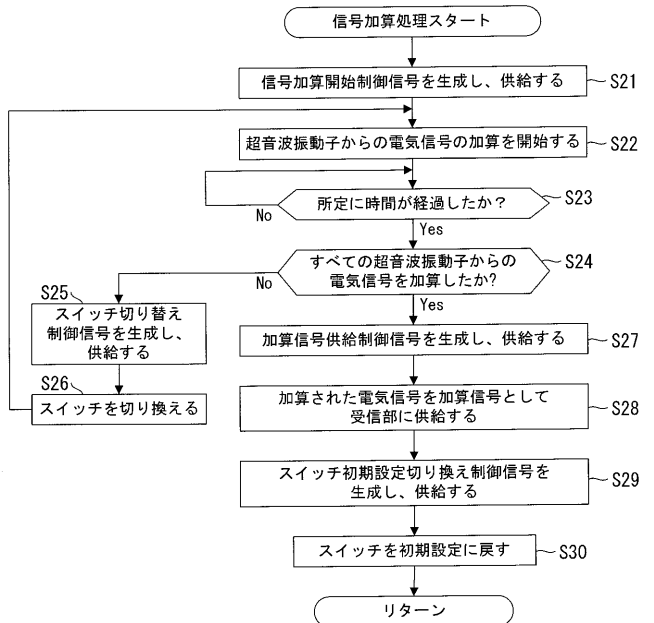
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 芝沼 浩幸

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

F ターム(参考) 4C601 EE12 EE13 EE14 GB03 JB01 JB10 JB45

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007215766A	公开(公告)日	2007-08-30
申请号	JP2006039732	申请日	2006-02-16
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	芝沼浩幸		
发明人	芝沼 浩幸		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/GB03 4C601/JB01 4C601/JB10 4C601/JB45		
代理人(译)	波多野尚志 古川纯一		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在充分发挥超声波探头的性能的同时，减少接收部件的数量，以实现超声诊断装置的小型化和成本降低。在本发明的超声诊断设备中，由于来自超声换能器42-1的电信号之间没有插入延迟元件，因此没有将延迟时间添加到电信号中。来自振荡器42-2至42-4的电信号在其间插入延迟元件43-1至43-3，并且预定延迟时间 τ ， 2τ 或 3τ 被添加到主体的相加信号。输出到。相加单元相加来自超声换能器42-1至42-4的电信号，并将相加信号提供给接收单元。接收单元中的A/D转换器将相加后的信号从模拟信号转换为数字信号，然后分离器将数字信号分离为四个数字信号。[选择图]图3

