

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6488771号
(P6488771)

(45) 発行日 平成31年3月27日 (2019.3.27)

(24) 登録日 平成31年3月8日 (2019.3.8)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/14

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2015-44173 (P2015-44173)
 (22) 出願日 平成27年3月6日 (2015.3.6)
 (65) 公開番号 特開2016-163608 (P2016-163608A)
 (43) 公開日 平成28年9月8日 (2016.9.8)
 審査請求日 平成29年12月25日 (2017.12.25)

(73) 特許権者 000001270
 コニカミノルタ株式会社
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
 (74) 代理人 110001254
 特許業務法人光陽国際特許事務所
 (72) 発明者 佐塚 友彦
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
 ニカミノルタ株式会社内
 (72) 発明者 長田 和也
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
 ニカミノルタ株式会社内
 審査官 後藤 順也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

送信信号に応じて送信超音波を発生し、反射超音波を受信して受信信号を出力する複数の振動子と、

前記反射超音波によらずに、外部からのノイズが混入したノイズ信号を出力するダミー負荷と、を備える超音波探触子と、

複数の前記振動子に対応する複数の前記受信信号を整相加算する整相加算部と、

前記整相加算する受信信号の個数を、前記ダミー負荷から出力された1つのノイズ信号に乗算し、前記整相加算された受信信号から当該乗算されたノイズ信号を減算して、前記受信信号に含まれるノイズ成分を抑制する演算部と、

前記演算部によってノイズ成分が抑制された前記受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像生成部と、を備える超音波診断装置。

【請求項 2】

前記ダミー負荷と前記振動子とは、前記振動子の送受信帯域の中心周波数におけるインピーダンスが同等である請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記ダミー負荷と前記振動子とは、前記受信信号のうち超音波画像データの生成に用いる帯域の中心周波数におけるインピーダンスが同等である請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

10

20

前記振動子から出力されたアナログの前記受信信号をデジタルの受信信号に変換する第1の変換部と、

前記ダミー負荷から出力されたアナログの前記ノイズ信号をデジタルのノイズ信号に変換する第2の変換部と、を備え、

前記演算部は、前記デジタルの受信信号から前記デジタルのノイズ信号を減算する請求項1から3のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記ノイズ信号のデータを記憶する記憶部を備え、

前記演算部は、新たな受信信号が入力された場合に、前記ノイズ信号を前記記憶部から読み出し、当該新たな受信信号から当該読み出されたノイズ信号を減算する請求項1から4のいず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】

【0002】

超音波診断は、超音波探触子を体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。

【0003】

超音波画像診断装置は、超音波探触子を介して被検体内部に向けて超音波を送受信することで得られる反射超音波（エコー）に基づき、被検体内部情報を超音波画像として画像化するものである。この反射超音波の受信信号にノイズが乗るおそれがあるため、ノイズを除去する機能を有する超音波画像診断装置が知られている。

【0004】

例えば、ノイズを除去する機能を有する超音波画像診断装置として、断層画像データの各画素の輝度変化量から血流動態画像の各画素を評価し、当該評価に基づいて血流導体画像のノイズ成分に該当する画素を除去する超音波診断装置が知られている（特許文献1参照）。

【0005】

また、ノイズを除去する機能を有する超音波画像診断装置として、振動子に接続され当該振動子からエコー信号を受信する第1の受信回路と、振動子に接続されエコー信号を受信していない状態で混入するノイズ信号を出力する第2の受信回路と、を備え、第1の受信回路の出力から第2の受信回路の出力を減算し、減算した信号に増幅、A/D（Analog to Digital）変換、信号処理を順に施す超音波診断装置が知られている（特許文献2参照）。

【0006】

また、ノイズを除去する機能を有する超音波画像診断装置として、第1ボリュームデータに含まれるボクセル各々に対して、ボクセルの3次元的な方向性に応じたフィルタリング特性で3次元フィルタリングを適用し、第2ボリュームデータを発生し、第2ボリュームデータに基づいて2次元の超音波画像のデータを発生する超音波診断装置が知られている（特許文献3）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2012-65936号公報

【特許文献2】特開2010-240131号公報

【特許文献3】特開2010-227554号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかし、特許文献1、3の超音波診断装置では、各画素に対する処理や、ボリュームデータへのフィルタリング処理を行うため、演算量が膨大になっていた。また、特許文献2の超音波診断装置では、第2の受信回路に接続される振動子が、他の振動子から出力された送信超音波に対応する反射超音波を受信するため、第2の受信回路のノイズ信号にエコー信号が混入し、第1の受信回路のエコー信号からノイズ信号のみを除去できないおそれがあった。

【0009】

本発明の課題は、反射超音波の受信信号に混入するノイズ成分を容易且つ効果的に除去することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記の課題を解決するために、請求項1に記載の発明の超音波診断装置は、送信信号に応じて送信超音波を発生し、反射超音波を受信して受信信号を出力する複数の振動子と、

前記反射超音波によらずに、外部からのノイズが混入したノイズ信号を出力するダミー負荷と、を備える超音波探触子と、

複数の前記振動子に対応する複数の前記受信信号を整相加算する整相加算部と、

前記整相加算する受信信号の個数を、前記ダミー負荷から出力された1つのノイズ信号に乗算し、前記整相加算された受信信号から当該乗算されたノイズ信号を減算して、前記受信信号に含まれるノイズ成分を抑制する演算部と、

前記演算部によってノイズ成分が抑制された前記受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像生成部と、を備える。

【0011】

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、

前記ダミー負荷と前記振動子とは、前記振動子の送受信帯域の中心周波数におけるインピーダンスが同等である。

【0013】

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、

前記ダミー負荷と前記振動子とは、前記受信信号のうち超音波画像データの生成に用いる帯域の中心周波数におけるインピーダンスが同等である。

【0014】

請求項4に記載の発明は、請求項1から3のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記振動子から出力されたアナログの前記受信信号をデジタルの受信信号に変換する第1の変換部と、

前記ダミー負荷から出力されたアナログの前記ノイズ信号をデジタルのノイズ信号に変換する第2の変換部と、を備え、

前記演算部は、前記デジタルの受信信号から前記デジタルのノイズ信号を減算する。

【0015】

請求項5に記載の発明は、請求項1から4のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記ノイズ信号のデータを記憶する記憶部を備え、

前記演算部は、新たな受信信号が入力された場合に、前記ノイズ信号を前記記憶部から読み出し、当該新たな受信信号から当該読み出されたノイズ信号を減算する。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、反射超音波の受信信号に混入するノイズ成分を容易且つ効果的に除去できる。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】第1の実施の形態の超音波画像診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】超音波画像診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図3】(a)は、ダミー負荷の第1の回路構成を示す図である。(b)は、ダミー負荷の第2の回路構成を示す図である。

【図4】第1の実施の形態の送受信部の構成を示すブロック図である。

【図5】第2の実施の形態の送受信部の構成を示すブロック図である。

【図6】第3の実施の形態の送受信部の構成を示すブロック図である。

【図7】第4の実施の形態の送受信部の構成を示すブロック図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、本発明に係る第1～第4の実施の形態を、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。

【0022】

(第1の実施の形態)

図1～図4を参照して、本発明の第1の実施の形態を説明する。先ず、図1～図4を参照して、本実施の形態の装置構成を説明する。図1は、本実施の形態の超音波画像診断装置Sの外観構成を示す図である。図2は、超音波画像診断装置Sの概略構成を示すブロック図である。

20

【0023】

本実施の形態の超音波診断装置としての超音波画像診断装置Sは、図1及び図2に示すように、超音波画像診断装置本体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。超音波画像診断装置本体1は、超音波探触子2と接続され、超音波探触子2に電気信号の駆動信号を送信することによって超音波探触子2に被検体に対して送信超音波を送信させるとともに、超音波探触子2にて受信した被検体内からの反射超音波に応じて超音波探触子2で生成された電気信号である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。

30

【0024】

超音波探触子2は、超音波探触子本体部21と、ケーブル22と、コネクタ部23と、を備える。超音波探触子本体部21は、例えば、バックリング層、圧電層、音響整合層及び音響レンズ等を備えてこれらが積層されることにより構成されている。また、圧電層には、圧電素子を有する複数の振動子2aが備えられており、この振動子2aは、例えば、方位方向に一次元アレイ状に複数配列されている。超音波画像診断装置本体1に接続される超音波探触子2のチャンネル数を n (n :正の整数)個とする。 n は、例えば、192である。

【0025】

40

ケーブル22は、各振動子2aと、送受信部12Aと、を有線接続するためのケーブルである。コネクタ部23は、ケーブル22を超音波画像診断装置本体1に接続させるためのコネクタ部であり、コネクタ(図示略)及び基板(図示略)からなる。この基板には、反射超音波によらずにノイズ信号を出力する少なくとも一つのダミー負荷2bが設けられている。本実施の形態では、 m 個(m : n 未満の正の整数)の振動子2aと、($n-m$)個($n-m$:1以上の整数)のダミー負荷2bと、を備えた超音波探触子2を用いている。

【0026】

なお、本実施の形態では、超音波探触子2において、超音波探触子本体部21がケーブル22を介してコネクタ部23と有線通信を行う構成とするが、これに限定されるもので

50

はない。例えば、超音波探触子 2 において、超音波探触子本体部 2 1 が、電磁波、赤外線等を介してコネクタ部 2 3 と無線通信する構成としてもよい。

また、本実施の形態では、超音波探触子 2 において、コネクタ部 2 3 がダミー負荷 2 b を備える構成とするが、これに限定されるものではない。例えば、超音波探触子 2 において、超音波探触子本体部 2 1 が振動子 2 a 及びダミー負荷 2 b を備える構成としてもよい。

【 0 0 2 7 】

図 3 (a) は、ダミー負荷 2 b の第 1 の回路構成を示す図である。図 3 (b) は、ダミー負荷 2 b の第 2 の回路構成を示す図である。

【 0 0 2 8 】

ダミー負荷 2 b は、振動子 2 a の送受信帯域の中心周波数、または、受信信号のうち超音波画像データの生成に用いる帯域の中心周波数において、振動子 2 a と同等のインピーダンスを有する負荷回路であり、反射超音波によらずに、外部からのノイズが混入したノイズ信号を出力する。

【 0 0 2 9 】

図 3 (a)、図 3 (b) に示すように、ダミー負荷 2 b は、抵抗とコンデンサとの並列回路や、抵抗とコンデンサとの直列回路のように、簡単且つ安価な回路構成で実現される。しかし、ダミー負荷 2 b は、上記の構成に限定されるものではない。振動子 2 a は、実際には、帯域毎にインピーダンスが異なる特性を有する。このため、ダミー負荷 2 b は、帯域毎のインピーダンスが振動子 2 a と同じになる回路構成としてもよい。但し、この構成では、ダミー負荷 2 b の回路構成も複雑となる。そこで、ダミー負荷 2 b は、少なくとも、振動子 2 a の送受信帯域の中心周波数、または、受信信号のうち超音波画像データの生成に用いる帯域の中心周波数で、インピーダンスが振動子 2 a と同等になる回路構成とするのが好ましい。振動子とダミー負荷のインピーダンスを同等とすることにより、受信信号に混入するノイズと同等のノイズがダミー負荷から出力されることとなるため、受信信号に含まれるノイズ成分を効果的に抑制することができる。かかる観点から、振動子 2 a とダミー負荷 2 b のインピーダンスの差は $\pm 10\%$ 以下とすることが好ましく、 $\pm 2\%$ 以下とすることがより好ましい。

【 0 0 3 0 】

また、本実施の形態では、超音波探触子 2 について、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式の電子スキャンプローブを採用するものとするが、リニア走査方式の電子スキャンプローブを採用してもよく、電子走査方式ではなく機械操作方式のスキャンプローブを採用してもよい。なお、振動子 2 a は、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。

【 0 0 3 1 】

超音波画像診断装置本体 1 は、例えば、図 2 に示すように、操作入力部 1 1 と、送受信部 1 2 A と、画像生成部 1 4 と、画像処理部 1 5 と、D S C (Digital Scan Converter) 1 6 と、表示部 1 7 と、制御部 1 8 と、を備える。

【 0 0 3 2 】

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等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 1 8 に出力する。

【 0 0 3 3 】

送受信部 1 2 A は、制御部 1 8 の制御に従って、超音波探触子 2 に電気信号である駆動信号を供給して超音波探触子 2 に送信超音波を発生させ、反射超音波を受信した超音波探触子 2 から電気信号の受信信号を受信する回路である。

【 0 0 3 4 】

図 4 は、送受信部 1 2 A の構成を示すブロック図である。

図 4 に示すように、送受信部 1 2 A は、例えば、送受信ビームフォーマー 1 2 1、パルサー 1 2 2 と、送受信スイッチ 1 2 3 と、アンプ 1 2 4 と、第 1、第 2 の変換部としての

10

20

30

40

50

A/Dコンバーター１２５，１２６と、演算部１２７と、を備える。また、送受信部１２Ａのチャンネルのそれぞれは、振動子２ａ又はダミー負荷２ｂにそれぞれ任意に接続できるように構成されている。

【００３５】

送受信ビームフォーマー１２１は、制御部１８の制御に従って、超音波探触子２への駆動信号の送信タイミング、パルス波形を含む送信制御信号を生成して出力し、また、超音波探触子２からの受信信号に対して、振動子２ａ毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて位相を調整して加算（整相加算）する回路である。パルサー１２２は、送受信ビームフォーマー１２１から出力された送信制御信号に基づいて所定の周期で駆動信号としてのパルス信号を発生させるための回路である。

10

送受信スイッチ１２３は、制御部１８の制御に従って、超音波の送信の際には振動子２ａに接続されたｍ個のチャンネルとパルサー１２２を接続し、超音波の受信の際には振動子２ａに接続されたｍ個の信号受信チャンネルとダミー負荷２ｂに接続されたｎ－ｍ個のノイズ受信チャンネルとアンプ１２４を接続して、ｎ個のチャンネルの送受信を切り替えるスイッチである。

【００３６】

送受信ビームフォーマー１２１、パルサー１２２、送受信スイッチ１２３は、制御部１８の制御に従って、駆動信号を供給する複数の振動子２ａを、超音波の送受信毎に所定数ずつしながら順次切り替え、出力の選択された複数の振動子２ａに対して駆動信号を供給することによりスキャンを行う。そして、送受信スイッチ１２３は、チャンネルの選択及び送受信切替により、被検体で反射された反射超音波を受信した振動子２ａからの電気アナログ信号としての受信信号と、ダミー負荷２ｂからの電気アナログ信号としてのノイズ信号と、をアンプ１２４に出力する。この受信信号には、ノイズ信号が混入されているものとする。

20

【００３７】

受信信号に混入するノイズ信号には、超音波画像診断装置本体１内の送受信タイミングに同期した同期ノイズと、超音波画像診断装置Ｓの外部から又は内部の部品からの、送受信タイミングに同期しないランダムノイズと、の少なくとも一方のノイズ信号が含まれる。

【００３８】

30

アンプ１２４は、送受信スイッチ１２３から出力された受信信号及びノイズ信号を所定の増幅率で増幅する回路である。Ａ/Dコンバーター１２５は、アンプ１２４で増幅されたアナログの受信信号をデジタルの受信信号に変換する回路である。Ａ/Dコンバーター１２６は、アンプ１２４で増幅されたアナログのノイズ信号をデジタルのノイズ信号に変換する回路である。

【００３９】

演算部１２７は、Ａ/Dコンバーター１２５で変換されたデジタルの受信信号から、Ａ/Dコンバーター１２６で変換されたデジタルのノイズ信号を減算する回路である。演算部１２７は、減算前のデジタルの受信信号から、当該受信信号に対応する振動子２ａのチャンネルが一番近いダミー負荷２ｂのノイズ信号を減算することが好ましい。というのは、位置的に近いチャンネルほど、ノイズ信号もより似たものになるためである。なお、演算部１２７が送受信ビームフォーマー１２１に含まれる構成としてもよい。

40

【００４０】

送受信ビームフォーマー１２１は、演算部１２７でノイズ信号が減算されたデジタル受信信号を整相加算して音線データを生成して出力する。

【００４１】

図２に戻り、画像生成部１４は、送受信部１２Ａの送受信ビームフォーマー１２１からの音線データに対して、フィルタリング処理、包絡線検波処理や対数増幅等を実施し、ゲインの調整等を行って輝度変換することにより、Ｂ（Brightness：輝度）モード画像データを生成する。すなわち、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

50

ものである。画像生成部 14 にて生成された B モード画像データは、画像処理部 15 に出力される。

【0042】

画像処理部 15 は、D R A M (Dynamic Random Access Memory) などの半導体メモリによって構成された画像メモリ部 15 a を備えている。画像処理部 15 は、画像生成部 14 から出力された B モード画像データをフレーム単位で画像メモリ部 15 a に記憶する。フレーム単位での画像データを超音波画像データ、あるいはフレーム画像データということがある。画像処理部 15 は、画像メモリ部 15 a に記憶した超音波画像データを適宜読み出して D S C 16 に出力する。

【0043】

D S C 16 は、画像処理部 15 から受信した超音波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 17 に出力する。

【0044】

表示部 17 は、L C D (Liquid Crystal Display)、C R T (Cathode-Ray Tube) ディスプレイ、有機 E L (Electronic Luminescence) ディスプレイ、無機 E L ディスプレイ及びプラズマディスプレイ等の表示装置が適用可能である。表示部 17 は、D S C 16 から出力された画像信号に従って表示画面上に超音波画像の表示を行う。

【0045】

制御部 18 は、例えば、C P U (Central Processing Unit)、R O M (Read Only Memory)、R A M (Random Access Memory) を備えて構成され、R O M 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 R A M に展開し、展開したプログラムに従って超音波画像診断装置 S の各部の動作を集中制御する。

R O M は、半導体等の不揮発メモリ等により構成され、超音波画像診断装置 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、コンピューターが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、C P U は、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。

R A M は、C P U 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。

【0046】

ここで、送受信部 12 A の動作を説明する。送受信部 12 A の動作は、超音波の送信工程と、受信工程と、からなる。超音波の送信工程において、送受信ビームフォーマー 121 により、超音波探触子 2 への駆動信号の送信制御信号が生成され、パルサー 122 により、送信制御信号に応じた駆動信号が生成され、送受信スイッチ 123 のチャンネルの選択及び送受信切替により、複数の振動子 2 a のそれぞれに順に当該駆動信号が入力され、これらの振動子 2 a から送信超音波が被検体に送信される。

【0047】

超音波の受信工程において、送受信スイッチ 123 により、受信信号の受信用のチャンネルの受信期間と、当該受信信号に対応するノイズ信号の受信用のチャンネルの受信期間と、を同じにするようにチャンネルの選択及び送受信切替がなされ、反射超音波が複数の振動子 2 a で受信されて受信信号が生成され、整相加算する複数の振動子 2 a の受信信号と、各受信信号に対応するダミー負荷 2 b からのノイズ信号とが、アンプ 124 に入力される。アナログの受信信号及びノイズ信号は、アンプ 124 により増幅され、A D コンバーター 125、126 によりデジタルの受信信号及びノイズ信号に変換される。そして、演算部 127 により、変換後のデジタルの受信信号からデジタルのノイズ信号が減算され、デジタルの受信信号として出力される。減算後のデジタルの受信信号は、送受信ビームフォーマー 121 により、整相加算され、ノイズ信号が除去された音線データとして画像生成部 14 に送信される。

【0048】

振動子 2 a のチャンネルとダミー負荷 2 b のチャンネルとがより近い位置にあると、当

10

20

30

40

50

該振動子 2 a の受信信号に混入するノイズ信号と、当該ダミー負荷 2 b のノイズ信号とが、より似た波形及び振幅の信号となる。このため、理想的には、 $m = (n - m)$ とし、振動子 2 a のチャンネルとダミー負荷 2 b のチャンネルとを 1 個ずつ交互に配置する構成とし、ある振動子 2 a の受信信号を受信する場合に、これとともに、当該振動子 2 a のチャンネルに隣接するチャンネルのダミー負荷 2 b からノイズ信号を受信して、当該受信信号から当該ノイズ信号を減算することが好ましい。

【 0 0 4 9 】

また、 $m > (n - m)$ の場合に、所定の複数の振動子 2 a のチャンネルと 1 つのダミー負荷 2 b のチャンネルとを交互に配置する構成とし、ある振動子 2 a の受信信号を受信する場合に、これとともに、当該振動子 2 a のチャンネルに最も近い位置のチャンネルのダミー負荷 2 b からノイズ信号を受信して、当該受信信号から当該ノイズ信号を減算することが好ましい。また、演算部 1 2 7 では振動子 2 a とダミー負荷 2 b のノイズレベルを補正するため、演算部 1 2 7 に微調整のための乗算回路を含めても良い。

【 0 0 5 0 】

以上、本実施の形態によれば、超音波探触子 2 は、送信信号に応じて送信超音波を発生し、反射超音波を受信して受信信号を出力する複数の振動子 2 a と、反射超音波によらずに、外部からのノイズが混入したノイズ信号を出力するダミー負荷 2 b と、を備える。このため、反射超音波に基づく受信信号からノイズ信号を減算することにより、反射超音波の受信信号に混入するノイズ成分を容易且つ効果的に除去できる。

【 0 0 5 1 】

また、ダミー負荷 2 b と振動子 2 a とは、振動子 2 a の送受信帯域の中心周波数におけるインピーダンスが同等である。このため、受信信号に混入するノイズ信号と同等のノイズ信号をダミー負荷 2 b から取得でき、反射超音波の受信信号に混入するノイズ成分をより効果的に除去できる。

【 0 0 5 2 】

また、超音波画像診断装置 S は、振動子 2 a から出力された受信信号から、ダミー負荷 2 b から出力されたノイズ信号を減算して、当該受信信号に含まれるノイズ成分を抑制する演算部 1 2 7 と、演算部 1 2 7 によってノイズ成分が抑制された前記受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像生成部 1 4 と、を備える。このため、反射超音波に基づく受信信号からノイズ信号を減算でき、反射超音波の受信信号に混入するノイズ成分を容易且つ効果的に除去でき、ノイズ成分を除去した超音波画像データを生成できる。

【 0 0 5 3 】

また、ダミー負荷 2 b と振動子 2 a とは、受信信号のうち超音波画像データの生成に用いる帯域の中心周波数におけるインピーダンスが同等である。このため、生成する超音波画像データに対応するノイズ信号をダミー負荷 2 b から取得でき、反射超音波の受信信号に混入するノイズ成分をより効果的に除去できる。

【 0 0 5 4 】

また、上記従来の技術としての特許文献 2 に記載の超音波診断装置では、アナログの受信信号としてのエコー信号からアナログのノイズ信号を減算している。が、ノイズ信号は振動子からの出力により構成されているため、特許文献 2 に記載の構成ではノイズ信号にエコー信号も含まれており、減算を行うとエコー信号も減衰する可能性がある。特許文献 2 には、ノイズ信号を抽出する振動子には送信を行わないとあるが、送信を行わなくても、エコー信号は入力される。また、振動子と受信回路間にスイッチを設けて受信を行わない構成にしても、エコー信号が入力される回路とインピーダンスが大きく変わってしまうため、適切にノイズを除去できない可能性がある。また、アナログでの減算は差動回路で構成するため、回路規模もより大きく、且つ複雑になってしまう。

【 0 0 5 5 】

これに対し、超音波画像診断装置 S は、振動子 2 a から出力されたアナログの受信信号をデジタルの受信信号に変換する A/D コンバーター 1 2 5 と、ダミー負荷 2 b から出力されたアナログのノイズ信号をデジタルのノイズ信号に変換する A/D コンバーター 1 2 6 と

、を備え、演算部 1 2 7 は、デジタルの受信信号からデジタルのノイズ信号を減算する。このため、反射超音波の受信信号に混入するノイズ成分をより効果的に除去できるとともに、回路規模が大きくなり且つ複雑になることを防ぐことができる。

【 0 0 5 6 】

(第 2 の実施の形態)

図 5 を参照して、本発明に係る第 2 の実施の形態を説明する。図 5 は、送受信部 1 2 B の構成を示す図である。

【 0 0 5 7 】

上記第 1 の実施の形態では、送受信部 1 2 A において、整相加算する複数の振動子 2 a からの各受信信号の受信毎 (超音波の送受信毎) に、ダミー負荷 2 b からノイズ信号を取得する構成であった。これに対して、本実施の形態では、受信信号を一度に整相加算する複数の振動子 2 a からの受信信号の受信を 1 サイクルとして、複数サイクル毎に、ダミー負荷 2 b からノイズ信号を取得する構成である。

【 0 0 5 8 】

本実施の形態の装置構成として、上記第 1 の実施の形態と同様に超音波画像診断装置 S を用いるが、送受信部 1 2 A を送受信部 1 2 B に代えたものを用いるものとする。図 5 に示すように、送受信部 1 2 B は、送受信ビームフォーマー 1 2 1 と、パルサー 1 2 2 と、送受信スイッチ 1 2 3 と、アンプ 1 2 4 と、A/Dコンバーター 1 2 5 , 1 2 6 と、演算部 1 2 7 B と、記憶部としてのメモリー 1 2 8 と、を備える。

【 0 0 5 9 】

演算部 1 2 7 B は、A/Dコンバーター 1 2 5 から入力された振動子 2 a に対応するデジタルの受信信号から、A/Dコンバーター 1 2 6 から入力されたダミー負荷 2 b に対応するデジタルのノイズ信号を減算する回路であり、メモリー 1 2 8 にノイズデータを書き込み及び読み出す機能を有する。メモリー 1 2 8 は、RAM、フラッシュメモリ等で構成され、ノイズ信号の波形データを一時的に記憶するメモリーである。

【 0 0 6 0 】

送受信部 1 2 B の動作における超音波の送信工程は、第 1 の実施の形態の送受信部 1 2 A の動作における超音波の送信工程と同様である。送受信部 1 2 B の動作における超音波の受信工程として、第 1 の実施の形態の送受信部 1 2 A の動作における超音波の受信工程と異なる部分を説明する。ここで、例えば、3 サイクルごとに、ダミー負荷 2 b からノイズ信号を取得する構成とする。整相加算する複数の振動子 2 a からの受信信号の受信の第 1 サイクル目に、送受信スイッチ 1 2 3 等により、各振動子 2 a から受信信号が取得され、ダミー負荷 2 b からノイズ信号が取得され、演算部 1 2 7 B により各受信信号からノイズ信号が減算されるとともに、演算部 1 2 7 B により、受信信号の振動子 2 a の識別情報と、これに対応するノイズ信号のデータと、が対応付けられてメモリー 1 2 8 に記憶される。

【 0 0 6 1 】

同じく第 2 サイクル目、第 3 サイクル目には、送受信スイッチ 1 2 3 等により、各振動子 2 a から受信信号が取得され、当該受信信号の受信とともに、演算部 1 2 7 B によりメモリー 1 2 8 から整相加算する複数の振動子 2 a の識別情報に対応するノイズ信号のデータが読み出され、当該各振動子 2 a に対応する受信信号から、読み出された各振動子 2 a に対応するノイズ信号のデータが減算される。このとき、送受信スイッチ 1 2 3 等により、ダミー負荷 2 b からノイズ信号が取得されない。そして、上記第 1 サイクル目に戻る。

【 0 0 6 2 】

以上、本実施の形態によれば、超音波画像診断装置 S は、ノイズ信号のデータを記憶するメモリー 1 2 8 を備え、演算部 1 2 7 B は、減算したノイズ信号をメモリー 1 2 8 に記憶し、新たな受信信号が入力された場合に、当該新たな受信信号に対応するノイズ信号をメモリー 1 2 8 から読み出し、当該新たな受信信号から当該読み出されたノイズ信号を減算する。このため、反射超音波の受信信号に混入する同期ノイズのノイズ成分を容易且つ効果的に除去できるとともに、ダミー負荷 2 b からノイズ信号を受信する頻度を低減でき

、処理負担を低減できる。

【 0 0 6 3 】

なお、超音波画像診断装置 S の工場出荷前に、各振動子 2 a からの受信信号に含まれるノイズ成分のデータを予め計測し、デフォルトのデータとしてメモリー 1 2 8 に記憶させておき、最初の起動時以降にメモリー 1 2 8 に記憶されているノイズ成分のデータを読み出して受信信号からの減算に用いる構成としてもよい。この構成では、メモリー 1 2 8 は、フラッシュメモリ等の不揮発性メモリにされる。また、この場合はダミー負荷 2 b を必要としない。つまり、超音波画像診断装置 S が、送信信号に応じて送信超音波を発生し、反射超音波を受信して受信信号を出力する複数の振動子 2 a を備える超音波探触子と、前記受信信号に含まれるノイズ成分のデータを記憶するメモリー 1 2 8 と、新たな受信信号が入力された場合に、前記ノイズ成分のデータをメモリー 1 2 8 から読み出し、当該新たな受信信号から当該読み出されたノイズ成分のデータを減算して、当該新たな受信信号に含まれるノイズ成分を抑制する演算部と、を有する。このため、反射超音波の受信信号に混入するノイズ成分を容易且つ効果的に除去できるとともに、ダミー負荷 2 b を設けないので、装置構成を簡単にできる。

【 0 0 6 4 】

(第 3 の実施の形態)

図 6 を参照して、本発明に係る第 3 実施の形態を説明する。図 6 は、送受信部 1 2 C の構成を示す図である。

【 0 0 6 5 】

上記第 1 の実施の形態では、送受信ビームフォーマー 1 2 1 により複数の振動子 2 a からの受信信号を整相加算する前に、演算部 1 2 7 において、当該受信信号からノイズ信号を減算する構成であった。これに対して、本実施の形態では、送受信ビームフォーマー 1 2 1 により複数の振動子 2 a からの受信信号を整相加算した後に、当該整相加算後の音線データからノイズ信号をまとめて減算する構成である。本実施の形態では、例えば、 $n - m = 1$ とする。

【 0 0 6 6 】

本実施の形態の装置構成として、上記第 1 の実施の形態と同様に超音波画像診断装置 S を用いるが、送受信部 1 2 A を送受信部 1 2 C に代えたものを用いるものとする。図 6 に示すように、送受信部 1 2 C は、送受信ビームフォーマー 1 2 1、パルサー 1 2 2、送受信スイッチ 1 2 3、アンプ 1 2 4、A/Dコンバーター 1 2 5、1 2 6 及び演算部 1 2 7 C を備える。

【 0 0 6 7 】

送受信ビームフォーマー 1 2 1 は、A/Dコンバーター 1 2 5 から入力された振動子 2 a に対応するデジタルの受信信号を整相加算し、音線データを出力する。演算部 1 2 7 C は、A/Dコンバーター 1 2 5 から入力されたデジタルのノイズ信号に、整相加算する振動子 2 a の個数を乗算して出力し、送受信ビームフォーマー 1 2 1 から入力された整相加算後の音線データから、当該乗算後のデジタルのノイズデータを減算する回路である。

【 0 0 6 8 】

送受信部 1 2 C の動作における超音波の送信工程は、送受信部 1 2 A の動作における超音波の送信工程と同様である。送受信部 1 2 C の動作における超音波の受信工程において、複数の振動子 2 a による反射超音波の受信から、A/Dコンバーター 1 2 5、1 2 6 によるデジタルの受信信号及びノイズ信号への変換までの工程は、送受信部 1 2 A の動作における超音波の受信工程と同様であるが、整相加算する複数の振動子 2 a による反射超音波の受信において、1 つのダミー負荷 2 b から、1 つのノイズ信号が取得される。整相加算前の各受信信号には、同じ同期ノイズのノイズ信号が含まれているものと仮定している。

【 0 0 6 9 】

A/Dコンバーター 1 2 5 により変換された複数のデジタルの受信信号は、送受信ビームフォーマー 1 2 1 により整相加算され、音線データとして出力される。A/Dコンバーター 1 2 6 により変換された 1 つのデジタルのノイズ信号は、演算部 1 2 7 C により整相加算

する振動子 2 a の個数（例えば、 m ）で乗算される。そして、演算部 1 2 7 C により、整相加算後の音線データから、乗算後のデジタルのノイズ信号が減算され、ノイズ除去された音線データとして画像生成部 1 4 に出力される。

【 0 0 7 0 】

以上、本実施の形態によれば、超音波画像診断装置 S は、複数の振動子 2 a に対応する複数の受信信号を整相加算する送受信ビームフォーマー 1 2 1 と、整相加算する受信信号の個数を 1 つのノイズ信号に乘算し、整相加算された受信信号から乗算されたノイズ信号を減算する演算部 1 2 7 C と、を備える。このため、反射超音波の受信信号に混入する同期ノイズのノイズ成分を容易且つ効果的に除去できるとともに、ダミー負荷 2 b の個数を低減できる。

10

【 0 0 7 1 】

（第 4 の実施の形態）

図 7 を参照して、本発明に係る第 4 の実施の形態を説明する。図 7 は、送受信部 1 2 C の構成を示す図である。

【 0 0 7 2 】

上記第 1 の実施の形態では、送受信部 1 2 A の全チャンネルのそれぞれは、振動子 2 a 又はダミー負荷 2 b にそれぞれ任意に接続される構成であった。これに対して、本実施の形態では、超音波探触子及び送受信部が、振動子 2 a 専用のチャンネルと、ダミー負荷 2 b 専用のチャンネルと、を有する構成である。

20

【 0 0 7 3 】

本実施の形態の装置構成として、上記第 1 の実施の形態と同様に超音波画像診断装置 S を用いるが、送受信部 1 2 A を送受信部 1 2 D に代え、超音波探触子 2 を超音波探触子 2 D に代えたものを用いるものとする。図 7 に示すように、送受信部 1 2 D は、送受信ビームフォーマー 1 2 1、パルサー 1 2 2、送受信スイッチ 1 2 3 D、アンプ 1 2 4、A/D コンバーター 1 2 5、1 2 6 及び演算部 1 2 7 を備える。超音波探触子 2 D は、 m 個の振動子 2 a と、 $(n - m)$ 個のダミー負荷 2 b と、を備える。

【 0 0 7 4 】

送受信スイッチ 1 2 3 D は、制御部 1 8 の制御に従って、 n 個のチャンネルのうち、超音波の送信のために、パルサー 1 2 2 と振動子 2 a との間に接続される送信用のチャンネルを選択し、受信信号の取得のために、振動子 2 a とアンプ 1 2 4 との間に接続される受信信号の専用チャンネルを選択し、ノイズ信号の取得のために、ダミー負荷 2 b とアンプ 1 2 4 との間に接続されるノイズ信号の専用チャンネルを選択して、それらのチャンネルの送受信を切り替えるスイッチである。

30

【 0 0 7 5 】

つまり、送受信スイッチ 1 2 3 D は、 n 個のチャンネルを有し、その n 個のチャンネルのうち、 m 個のチャンネルが、振動子 2 a 専用のチャンネルであり、同じく $(n - m)$ 個のチャンネルが、ダミー負荷 2 b 専用のチャンネルである。超音波探触子 2 D は、送受信スイッチ 1 2 3 D に対応して、送受信スイッチ 1 2 3 D のチャンネルに接続するための m 個の振動子 2 a 専用のチャンネルと、 $(n - m)$ 個のダミー負荷 2 b 専用のチャンネルと、を有する。

40

【 0 0 7 6 】

例えば、超音波探触子 2 D として、 $n = 193$ 、 $m = 192$ であるリニア走査方式の電子スキャンプローブを用いる。この場合に、超音波探触子 2 D、送受信スイッチ 1 2 3 D は、ダミー負荷 2 b 専用の 1 個のチャンネルを有する。

【 0 0 7 7 】

送受信部 1 2 D の動作は、第 1 の実施の形態の送受信部 1 2 A の動作と同様であるが、超音波の受信工程のダミー負荷 2 b からのノイズ信号の取得において、送受信スイッチ 1 2 3 D は、ダミー負荷 2 b 専用の 1 個のチャンネルに接続を切り替えるようスイッチングされる。

【 0 0 7 8 】

50

以上、本実施の形態によれば、超音波探触子 2 D 及び送受信スイッチ 1 2 3 D は、振動子 2 a 専用のチャンネルと、ダミー負荷 2 b 専用のチャンネルと、を有する。このため、反射超音波の受信信号に混入するノイズ成分を容易且つ効果的に除去できるとともに、送受信スイッチ 1 2 3 D の切り替えの処理負担を低減できる。

【 0 0 7 9 】

なお、上記実施の形態における記述は、本発明に係る好適な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。

【 0 0 8 0 】

上記実施の形態の構成のうち、少なくとも 2 つを組み合わせることとしてもよい。例えば、第 3 の実施の形態の演算部 1 2 7 C に第 2 の実施の形態のメモリー 1 2 8 が接続され、乗算後のノイズ信号のデータがメモリー 1 2 8 に記憶される構成としてもよい。また、第 3 の実施の形態、第 4 の実施の形態の超音波画像診断装置 S を組み合わせた構成としてもよい。

10

【 0 0 8 1 】

また、上記各実施の形態において、超音波診断装置としての超音波画像診断装置 S が、B モード画像を生成及び表示する構成としたが、これに限定されるものではない。超音波画像診断装置 S は、カラードップラーモード、パルスドップラーモード等、他の超音波画像モードの超音波画像又はグラフを生成及び表示する構成としてもよい。

【 0 0 8 2 】

また、以上の実施の形態における超音波画像診断装置 S を構成する各部の細部構成及び細部動作に関して本発明の趣旨を逸脱することのない範囲で適宜変更可能である。

20

【符号の説明】

【 0 0 8 3 】

S 超音波画像診断装置

1 超音波画像診断装置本体

2 , 2 D 超音波探触子

2 1 超音波探触子本体部

2 a 振動子

2 b ダミー負荷

2 2 ケーブル

2 3 コネクタ部

1 1 操作入力部

1 2 A , 1 2 B , 1 2 C , 1 2 D 送受信部

1 2 1 送受信ビームフォーマー

1 2 2 パルサー

1 2 3 , 1 2 3 D 送受信スイッチ

1 2 4 アンプ

1 2 5 , 1 2 6 A D コンバーター

1 2 7 , 1 2 7 B , 1 2 7 C 演算部

1 2 8 メモリー

1 4 画像生成部

1 5 画像処理部

1 5 a 画像メモリー部

1 6 D S C

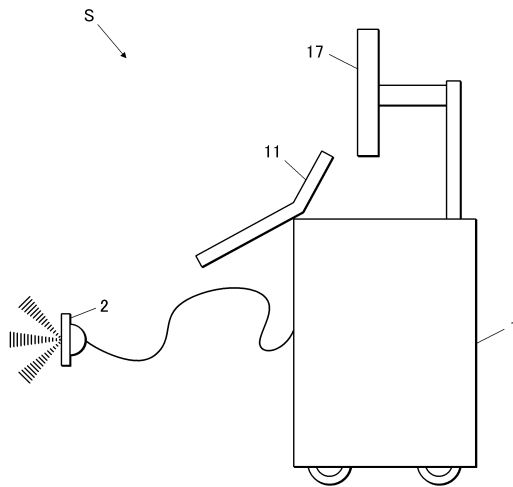
1 7 表示部

1 8 制御部

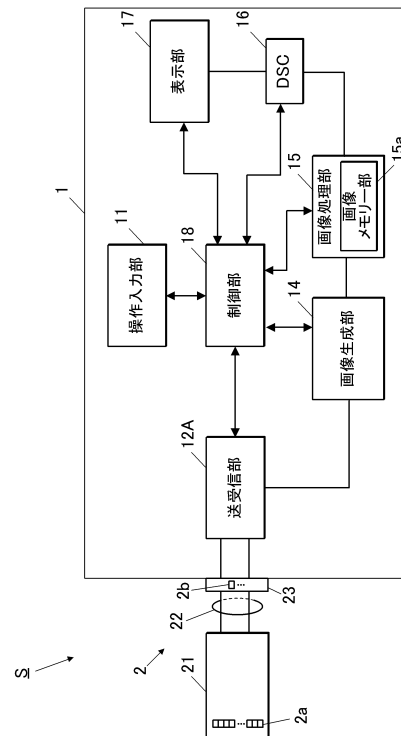
30

40

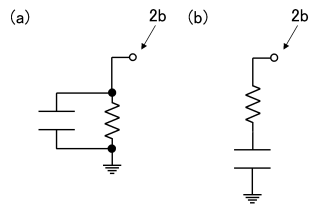
【図 1】



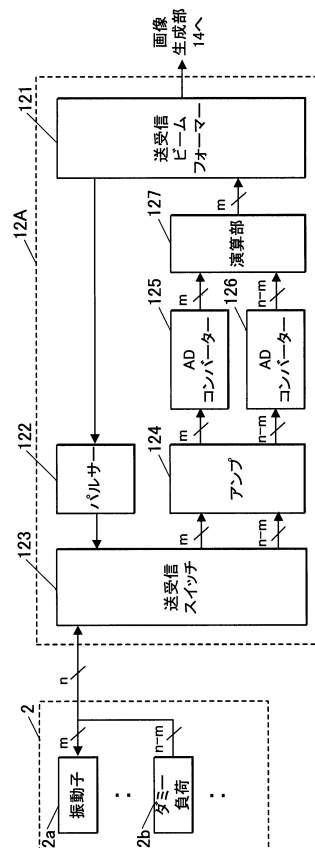
【図 2】



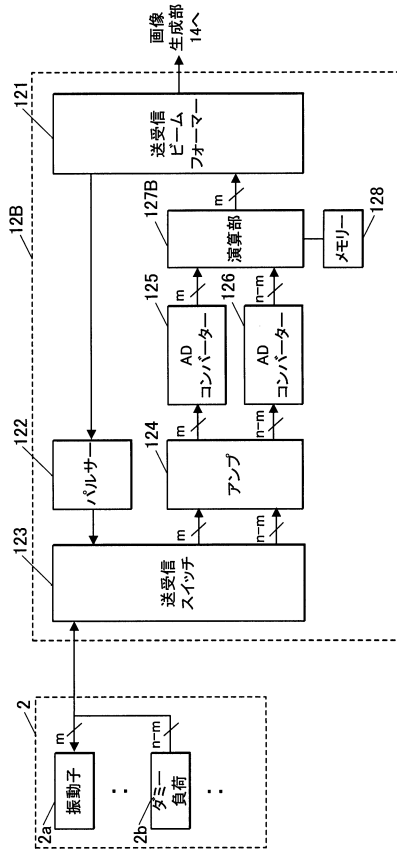
【図 3】



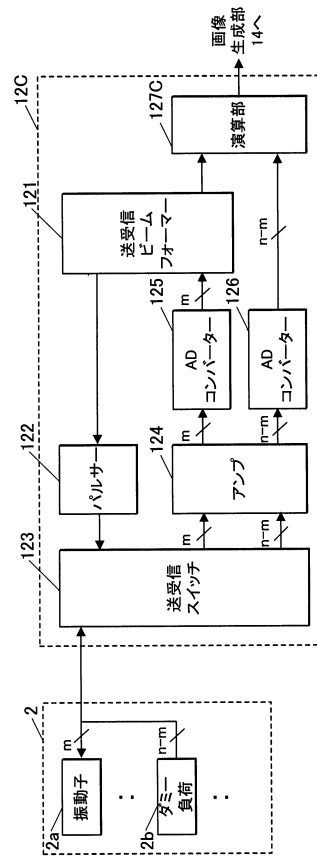
【図 4】



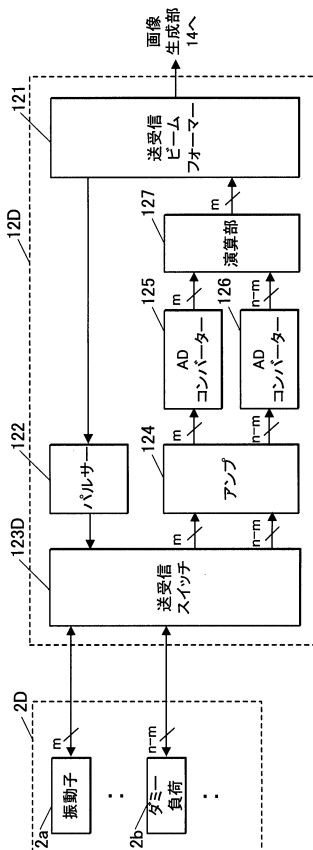
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 0 5 5 6 9 2 (J P , A)
特開平 0 8 - 3 0 8 8 4 0 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 2 4 5 7 0 5 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 9 / 0 0 1 8 4 4 2 (U S , A 1)
特開平 0 4 - 3 0 0 5 2 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声波诊断设备		
公开(公告)号	JP6488771B2	公开(公告)日	2019-03-27
申请号	JP2015044173	申请日	2015-03-06
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	佐塚友彦 長田和也		
发明人	佐塚 友彦 長田 和也		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE02 4C601/GA40 4C601/JB45		
其他公开文献	JP2016163608A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(有纠正) 一种超声诊断设备，能够容易且有效地去除混合在反射超声波的接收信号中的噪声分量。超声波探头2根据发送信号产生发送超声波，接收反射的超声波，并输出多个换能器2a而不管反射的超声波。，以及用于输出混合有来自外部的噪声的噪声信号的虚拟负载2b，并从振荡器输出的接收信号中减去从虚拟负载输出的噪声信号，包括在接收信号中的噪声抑制成分 [选择图]图2

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6488771号 (P6488771)
(45) 発行日 平成31年3月27日 (2019. 3. 27)		(24) 登録日 平成31年3月8日 (2019. 3. 8)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006. 01)		F I A 6 1 B 8 / 1 4	
請求項の数 5 (全 15 頁)			
(21) 出願番号 特願2015-44173 (P2015-44173)		(73) 特許権者 000001270 コニカミノルタ株式会社	
(22) 出願日 平成27年3月6日 (2015. 3. 6)		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号	
(65) 公開番号 特開2016-163608 (P2016-163608A)		(74) 代理人 110001254 特許業務法人光陽国際特許事務所	
(43) 公開日 平成28年9月8日 (2016. 9. 8)		(72) 発明者 佐塚 友彦 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号	
審査請求日 平成29年12月25日 (2017. 12. 25)		コニカミノルタ株式会社内	
		(72) 発明者 長田 和也 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号	
		コニカミノルタ株式会社内	
		審査官 後藤 順也	
最終頁に続く			
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置			