

(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2012-183103

(P2012-183103A)

(43) 公開日 平成24年9月27日 (2012.9.27)

(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 5 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2011-46580 (P2011-46580)
(22) 出願日 平成23年3月3日 (2011.3.3)

(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100080159
弁理士 渡辺 望穂
(74) 代理人 100090217
弁理士 三和 晴子
(74) 代理人 100152984
弁理士 伊東 秀明
(74) 代理人 100148080
弁理士 三橋 史生
(72) 発明者 工藤 吉光
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
Fターム(参考) 4C601 BB06 EE19 GB03 GD04 HH17
JB24 JB35 JB45 KK41

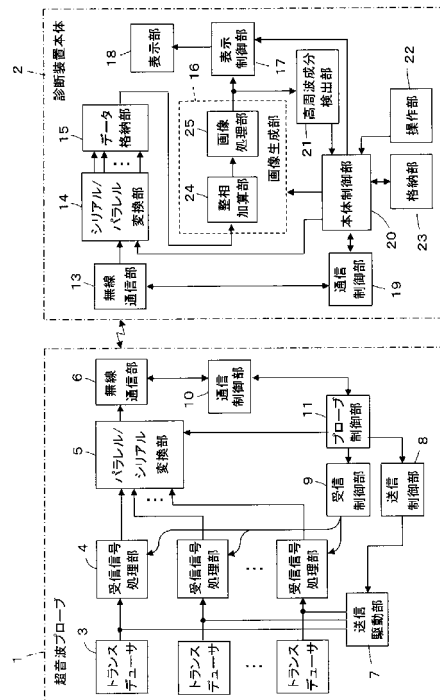
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】 超音波プローブの内部温度の上昇を抑制しながらも高画質の超音波画像を得ることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 高周波成分検出部 2 1 が画像生成部 1 6 で生成された超音波画像における高周波成分を検出し、高周波成分検出部 2 1 により検出された高周波成分が大きいほど 1 フレーム当たりの音線数が多く、高周波成分が小さいほど 1 フレーム当たりの音線数が少なくなるように、制御部が送信駆動部 7、受信信号処理部 4 および画像生成部 1 6 を制御する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

送信駆動部から供給された駆動信号に基づいて超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した前記超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号を受信信号処理部で処理することで得られる受信データに基づいて画像生成部で超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

生成された超音波画像における高周波成分を検出する高周波成分検出部と、

前記高周波成分検出部により検出された高周波成分が大きいほど1フレーム当たりの音線数が多く、高周波成分が小さいほど1フレーム当たりの音線数が少なくなるように前記送信駆動部、前記受信信号処理部および前記画像生成部を制御する制御部と

10

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記制御部は、前記高周波成分検出部により検出された高周波成分が所定値より大きいときには1フレーム当たりの音線数が第1の設定値となる高画質モードで作動し、高周波成分が所定値以下のときには1フレーム当たりの音線数が前記第1の設定値より小さな第2の設定値となる低画質モードで作動するように前記送信駆動部、前記受信信号処理部および前記画像生成部を制御する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像生成部は、前記受信データに基づいて受信フォーカス処理を行うことにより音線データを生成し、

20

前記高周波成分検出部は、前記画像生成部で生成された音線データを用いて前記高周波成分を検出する請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記低画質モードの際に前記画像生成部で生成された音線データを補間演算することにより前記第1の設定値と前記第2の設定値の差分に相当する音線に対する音線データを生成する補間部をさらに備え、

前記画像生成部は、前記低画質モードの際に前記受信信号処理部で得られる受信データに基づいて生成した音線データと前記補間部で生成された音線データとを用いることにより1フレーム当たりの音線数が前記第1の設定値となるような超音波画像を生成する請求項3に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

送信駆動部から供給された駆動信号に基づいて超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した前記超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号を受信信号処理部で処理し、処理された受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成方法であって、

生成された超音波画像における高周波成分を検出し、

検出された高周波成分が大きいほど1フレーム当たりの音線数が多く、高周波成分が小さいほど1フレーム当たりの音線数が少なくなるように前記送信駆動部および前記受信信号処理部を制御する

40

ことを特徴とする超音波画像生成方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、超音波診断装置および超音波画像生成方法に係り、特に、超音波プローブの振動子アレイから超音波を送受信することにより生成された超音波画像に基づいて診断を行う超音波診断装置の超音波プローブ内における発熱量の抑制に関する。

【背景技術】**【0002】**

50

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、振動子アレイを内蔵した超音波プローブと、この超音波プローブに接続された装置本体とを有しており、超音波プローブから被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーを超音波プローブで受信して、その受信信号を装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

【0003】

このような超音波診断装置では、振動子アレイから超音波を送信することで、振動子アレイから発熱が生じる。

ところが、通常、操作者が片手で超音波プローブを把持して振動子アレイの超音波送受信面を被検体の表面に当接しつつ診断を行うので、超音波プローブは操作者が片手で容易に把持し得る程度の小さな筐体内に收容されることが多い。このため、振動子アレイからの発熱により超音波プローブの筐体内が温度上昇することがある。

【0004】

また、近年、超音波プローブに信号処理のための回路基板を内蔵し、振動子アレイから出力された受信信号をデジタル処理した上で無線通信あるいは有線通信により装置本体に伝送することにより、ノイズの影響を低減して高画質の超音波画像を得るようにした超音波診断装置が提案されている。

この種のデジタル処理を行う超音波プローブでは、受信信号の処理時においても回路基板からの発熱が生じ、回路基板の各回路の安定した動作を保證するために筐体内の温度上昇を抑制する必要がある。

【0005】

超音波プローブの温度上昇対策については、例えば特許文献1に、超音波プローブの表面温度に応じて振動子アレイを駆動する条件を自動的に変化させる超音波診断装置が開示されている。表面温度が高くなるほど、超音波の送信時における振動子アレイの各トランスデューサの駆動電圧、送信開口数、送信パルスの繰り返し周波数、フレームレート等を低減することにより、超音波プローブの表面温度が適切な温度に維持される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2005-253776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、送信時の振動子アレイの駆動条件を変化させる特許文献1の装置では、上述したようなデジタル処理を行う超音波プローブにおける受信時の発熱に対処することができない。

この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、超音波プローブの内部温度の上昇を抑制しながらも高画質の超音波画像を得ることができる超音波診断装置および超音波画像生成方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

この発明に係る超音波診断装置は、送信駆動部から供給された駆動信号に基づいて超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した前記超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号を受信信号処理部で処理することで得られる受信データに基づいて画像生成部で超音波画像を生成する超音波診断装置であって、生成された超音波画像における高周波成分を検出する高周波成分検出部と、前記高周波成分検出部により検出された高周波成分が大きいほど1フレーム当たりの音線数が多く、高周波成分が小さいほど1フレーム当たりの音線数が少なくなるように前記送信駆動部、前記受信信号処理部および前記画像生成部を制御する制御部とを備えたものである。

10

20

30

40

50

【0009】

ここで、前記制御部は、前記高周波成分検出部により検出された高周波成分が所定値より大きいときには1フレーム当たりの音線数が第1の設定値となる高画質モードで作動し、高周波成分が所定値以下のときには1フレーム当たりの音線数が前記第1の設定値より小さな第2の設定値となる低画質モードで作動するように前記送信駆動部、前記受信信号処理部および前記画像生成部を制御することができる。

【0010】

また、前記画像生成部は、前記受信データに基づいて受信フォーカス処理を行うことにより音線データを生成し、前記高周波成分検出部は、前記画像生成部で生成された音線データを用いて前記高周波成分を検出するのが好ましい。

10

また、前記低画質モードの際に前記画像生成部で生成された音線データを補間演算することにより前記第1の設定値と前記第2の設定値の差分に相当する音線に対する音線データを生成する補間部をさらに備え、前記画像生成部は、前記低画質モードの際に前記受信信号処理部で得られる受信データに基づいて生成した音線データと前記補間部で生成された音線データとを用いることにより1フレーム当たりの音線数が前記第1の設定値となるような超音波画像を生成するのが好ましい。

【0011】

この発明に係る超音波画像生成方法は、送信駆動部から供給された駆動信号に基づいて超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した前記超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号を受信信号処理部で処理し、処理された受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成方法であって、生成された超音波画像における高周波成分を検出し、検出された高周波成分が大きいほど1フレーム当たりの音線数が多く、高周波成分が小さいほど1フレーム当たりの音線数が少なくなるように前記送信駆動部および前記受信信号処理部を制御するものである。

20

【発明の効果】

【0012】

この発明によれば、超音波画像における高周波成分の大きさに応じて音線数を変えるため、超音波プローブの内部温度の上昇を抑制しながらも高画質の超音波画像を得ることが可能となる。

30

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】この発明の実施の形態1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】高画質モードで生成される音線を示す図である。

【図3】低画質モードで生成される音線を示す図である。

【図4】音線データにおける周波数強度分布を示す図である。

【図5】実施の形態2で用いられた診断装置本体の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】

【0014】

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

40

実施の形態1

図1に、この発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、超音波プローブ1と、この超音波プローブ1と無線通信により接続された診断装置本体2とを備えている。

【0015】

超音波プローブ1は、1次元又は2次元の振動子アレイの複数チャンネルを構成する複数の超音波トランスデューサ3を有し、これらトランスデューサ3にそれぞれ対応して受信信号処理部4が接続され、さらに受信信号処理部4にパラレル/シリアル変換部5を介して無線通信部6が接続されている。また、複数のトランスデューサ3に送信駆動部7を介して送信制御部8が接続され、複数の受信信号処理部4に受信制御部9が接続され、無

50

線通信部 6 に通信制御部 10 が接続されている。そして、パラレル/シリアル変換部 5、送信制御部 8、受信制御部 9 および通信制御部 10 にプローブ制御部 11 が接続されている。

【0016】

複数のトランスデューサ 3 は、それぞれ送信駆動部 7 から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。各トランスデューサ 3 は、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）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）に代表される高分子圧電素子、PMN-PT（マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体）に代表される圧電単結晶等からなる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。

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、圧電体が伸縮し、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て、それらの超音波の合成により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り伸縮して電気信号を発生し、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。

【0017】

送信駆動部 7 は、例えば、複数のパルサを含んでおり、送信制御部 8 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数のトランスデューサ 3 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それぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数のトランスデューサ 3 に供給する。

【0018】

各チャンネルの受信信号処理部 4 は、受信制御部 9 の制御の下で、対応するトランスデューサ 3 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り、組織のエリアの情報を含むサンプルデータを生成して、サンプルデータをパラレル/シリアル変換部 5 に供給する。受信信号処理部 4 は、複素ベースバンド信号をサンプリングして得られるデータに高能率符号化のためのデータ圧縮処理を施すことによりサンプルデータを生成してもよい。

パラレル/シリアル変換部 5 は、複数チャンネルの受信信号処理部 4 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。

【0019】

無線通信部 6 は、シリアルのサンプルデータに基づいてキャリアを変調して伝送信号を生成し、伝送信号をアンテナに供給してアンテナから電波を送信することにより、シリアルのサンプルデータを送信する。変調方式としては、例えば、ASK（Amplitude Shift Keying）、PSK（Phase Shift Keying）、QPSK（Quadrature Phase Shift Keying）、16QAM（16 Quadrature Amplitude Modulation）等が用いられる。

無線通信部 6 は、診断装置本体 2 との間で無線通信を行うことにより、サンプルデータを診断装置本体 2 に送信すると共に、診断装置本体 2 から各種の制御信号を受信して、受信された制御信号を通信制御部 10 に出力する。通信制御部 10 は、プローブ制御部 11 によって設定された送信電波強度でサンプルデータの送信が行われるように無線通信部 6 を制御すると共に、無線通信部 6 が受信した各種の制御信号をプローブ制御部 11 に出力する。

【0020】

プローブ制御部 11 は、診断装置本体 2 から送信される各種の制御信号に基づいて、超音波プローブ 1 の各部の制御を行う。

超音波プローブ 1 には、図示しないバッテリーが内蔵され、このバッテリーから超音波プローブ 1 内の各回路に電源供給が行われる。

なお、超音波プローブ 1 は、リニアスキャン方式、コンベックスキャン方式、セクタスキャン方式等の体外式プローブでもよいし、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よい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 1 】

一方、診断装置本体 2 は、無線通信部 1 3 を有し、この無線通信部 1 3 にシリアル/パラレル変換部 1 4 を介してデータ格納部 1 5 が接続され、データ格納部 1 5 に画像生成部 1 6 が接続されている。さらに、画像生成部 1 6 に表示制御部 1 7 を介して表示部 1 8 が接続されている。また、無線通信部 1 3 に通信制御部 1 9 が接続され、シリアル/パラレル変換部 1 4、画像生成部 1 6、表示制御部 1 7 および通信制御部 1 9 に本体制御部 2 0 が接続されている。画像生成部 1 6 には、高周波成分検出部 2 1 が接続され、この高周波成分検出部 2 1 が本体制御部 2 0 に接続されている。さらに、本体制御部 2 0 には、オペレータが入力操作を行うための操作部 2 2 と、動作プログラムを格納する格納部 2 3 がそれぞれ接続されている。

10

【 0 0 2 2 】

無線通信部 1 3 は、超音波プローブ 1 との間で無線通信を行うことにより、各種の制御信号を超音波プローブ 1 に送信する。また、無線通信部 1 3 は、アンテナによって受信される信号を復調することにより、シリアルのサンプルデータを出力する。

通信制御部 1 9 は、本体制御部 2 0 によって設定された送信電波強度で各種の制御信号の送信が行われるように無線通信部 1 3 を制御する。

シリアル/パラレル変換部 1 4 は、無線通信部 1 3 から出力されるシリアルのサンプルデータを、パラレルのサンプルデータに変換する。データ格納部 1 5 は、メモリまたはハードディスク等によって構成され、シリアル/パラレル変換部 1 4 によって変換された少なくとも 1 フレーム分のサンプルデータを格納する。

20

【 0 0 2 3 】

画像生成部 1 6 は、データ格納部 1 5 から読み出される 1 フレーム毎のサンプルデータに受信フォーカス処理を施して、超音波診断画像を表す画像信号を生成する。画像生成部 1 6 は、整相加算部 2 4 と画像処理部 2 5 とを含んでいる。

整相加算部 2 4 は、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）を生成する。各音線信号は、本体制御部 2 0 において設定された受信方向に応じて、予め記憶されている複数の受信遅延パターンの中から 1 つの受信遅延パターンを選択し、選択された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数の複素ベースバンド信号にそれぞれの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とで生成される。

30

【 0 0 2 4 】

画像処理部 2 5 は、整相加算部 2 4 によって生成される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。画像処理部 2 5 は、S T C (sensitivity time control) 部と、D S C (digital scan converter: デジタル・スキャン・コンバータ) とを含んでいる。S T C 部は、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。D S C は、S T C 部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。

【 0 0 2 5 】

表示制御部 1 7 は、画像生成部 1 6 によって生成される画像信号に基づいて、表示部 1 8 に超音波診断画像を表示させる。表示部 1 8 は、例えば、L C D 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 1 7 の制御の下で、超音波診断画像や警告画面を表示する。

40

高周波成分検出部 2 1 は、画像生成部 1 6 で生成された超音波画像における高周波成分を検出する。

【 0 0 2 6 】

本体制御部 2 0 は、高周波成分検出部 2 1 により検出された高周波成分が予め設定された所定値より大きいときには 1 フレーム当たりの音線数が設定値 T 1 となる高画質モードで作動し、高周波成分が所定値以下のときには 1 フレーム当たりの音線数が設定値 T 1 より小さな設定値 T 2 となる低画質モードで作動するように送信駆動部 7、受信信号処理部 4 および画像生成部 1 6 を制御する。

50

【 0 0 2 7 】

このような診断装置本体 2 において、シリアル/パラレル変換部 1 4、画像生成部 1 6、表示制御部 1 7、通信制御部 1 9、高周波成分検出部 2 1 および本体制御部 2 0 は、CPU と、CPU に各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。上記の動作プログラムは、格納部 2 3 に格納される。格納部 2 3 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 または DVD-ROM 等を用いることができる。

【 0 0 2 8 】

ここで、高画質モードと低画質モードについて図 2 および図 3 を参照して説明する。

超音波診断では、例えば診断領域に人体の臓器が含まれるなど、診断領域の媒質の変化の度合いが多くなるほど要求される画像の解像度は高くなり、反対に、診断領域の媒質の変化の度合いが少なくなればそれほど高い画像の解像度は要求されない。そこで、高画質モードと低画質モードを切り換えることにより、要求される画像の解像度に応じて音線密度が調整される。

10

【 0 0 2 9 】

高画質モードでは、例えば、図 2 に示すように、1 フレーム当たりに生成される音線 S 1 の数が設定値 T 1 となるように、超音波プローブ 1 における振動子アレイにより超音波ビームが送受信される。一方、低画質モードでは、1 フレーム当たりに生成される音線 S 1 の数が設定値 T 1 より小さな設定値 T 2 となるように、超音波ビームが送受信される。例えば、図 3 に示すように、高画質モードで生成された音線 S 1 に対して 4 本に 1 本の割合で音線 S 1 が生成され、残りの 3 本の音線 S 2 は生成せずにその間の超音波ビームの送受信を停止することができる。

20

【 0 0 3 0 】

次に、実施の形態 1 の動作について説明する。

超音波診断が開始されると、まず、本体制御部 2 0 が高画質モードを設定し、超音波プローブ 1 のプローブ制御部 1 1 を介して送信駆動部 7 および受信信号処理部 4 を制御することにより、振動子アレイの全チャンネルのトランスデューサ 3 から超音波ビームが送受信される。この時、送信された超音波ビームは、被検体内の媒質の異なる部分を伝搬することで様々な周波数成分を生じるため、受信された超音波エコーの波形には、深さ方向の媒質の変化の大きさに応じた変形が生じている。すなわち、受信された超音波波形には、超音波が深さ方向に媒質を伝搬することで生じた高周波成分が含まれていることになる。

30

【 0 0 3 1 】

このような超音波エコーが受信されると、受信したトランスデューサ 3 からの受信信号が受信信号処理部 4 に供給される。受信信号処理部 4 に供給された受信信号はサンプルデータに順次変換され、パラレル/シリアル変換部 5 でシリアル化された後に無線通信部 6 から診断装置本体 2 へ無線伝送される。診断装置本体 2 の無線通信部 1 3 で受信されたサンプルデータは、シリアル/パラレル変換部 1 4 でパラレルのデータに変換され、データ格納部 1 5 に格納される。さらに、データ格納部 1 5 から 1 フレーム毎のサンプルデータが読み出され、画像生成部 1 6 でサンプルデータに基づいて受信フォーカス処理を施して音線データが生成されると共に超音波画像を表す超音波画像信号が生成され、この画像信号に基づいて表示制御部 1 7 により超音波診断画像が表示部 1 8 に表示される。

40

【 0 0 3 2 】

一方、高周波成分検出部 2 1 が、画像生成部 1 6 で生成された超音波画像の音線データを用いて、高周波成分の検出を行う。例えば、図 4 に示すように、1 本の音線の音線データに周波数変換を施すと、中心周波数 f_0 で最大値を示すと共に高周波成分の大きさに応じた広がり幅 f を有する周波数強度分布が得られる。例えば f は、最高強度よりも 3 dB だけ低い強度における帯域幅である。そこで、周波数強度分布の波形幅 f を検出することにより、高周波成分の大きさを検出することができる。

高周波成分検出部 2 1 による検出結果は本体制御部 2 0 へ供給され、本体制御部 2 0 が

50

、音線データに含まれる高周波成分の大きさに応じた音線密度で超音波画像が生成されるように超音波ビームの送受信を制御する。すなわち、音線データに含まれる高周波成分の大きさが予めオペレータにより定められた所定値より大きい時には深さ方向に解像度の高い画像が必要であることから方位方向にも解像度の高い画像が必要であると判断し、高画質モードを設定して音線を高密度で生成する。また、音線データに含まれる高周波成分の大きさが所定値以下のときには深さ方向に低い解像度でも十分であることから方位方向にも低い分解能で十分であると判断し、低画質モードを設定して音線を低密度で生成する。

【 0 0 3 3 】

例えば、高画質モードが設定された場合には、図 2 に示すように、1 フレーム当たり 1 0 2 4 本（設定値 T 1）の音線 S 1 が生成されるのに対し、低画質モードが設定された場合には、図 3 に示すように、高画質モードで生成された 1 フレーム当たり 1 0 2 4 本の音線 S 1 に対してこれを 1 / 4 とした、1 フレーム当たり 2 5 6 本（設定値 T 2）の音線 S 1 が生成される。すなわち、高画質モードで超音波ビームの送受信が 4 回行われる間に低画質モードでは超音波ビームの送受信を 1 回行えばよく、複数の受信信号処理部 4 の同時動作数を 1 / 4 とすることができる。

10

【 0 0 3 4 】

このようにして、高画質モードまたは低画質モードで得られた音線データに含まれる高周波成分を高周波成分検出部 2 1 が、例えば数フレームごとに検出し、検出された高周波成分の大きさに基づいて本体制御部 2 0 が高画質モードまたは低画質モードの選択を繰り返す。なお、低画質モードでの超音波診断中にオペレータが高画質モードへの移行を望む場合には、高周波成分の大きさが所定値以下であっても、オペレータが操作部 2 2 を直接操作することにより高画質モードに移行して超音波画像の音線密度を高めることができる。

20

【 0 0 3 5 】

このように、診断領域に対応して要求される画像の解像度に応じて音線密度を変化させることにより、診断に必要な画像を生成しつつも超音波プローブ 1 の内部温度の上昇を抑制することができる。

【 0 0 3 6 】

なお、高周波成分検出部 2 1 で検出される高周波成分は、1 本の音線データに含まれるものでもよく、また、複数の音線データの高周波成分を平均したものでもよい。また、音線データは、超音波画像の中央位置に位置するものを用いるのが好ましく、複数の音線データの高周波成分を平均する際には、超音波画像の中央に位置する音線から得られた高周波成分とその周辺に位置する音線から得られた高周波成分とで重み付けを変えることにより、中央位置の音線データの比率を大きく設定するのが好ましい。これにより、オペレータが着目する超音波画像の中央位置に位置する音線を重視して高周波成分の大きさが判断されるため、超音波プローブ 1 の内部温度の上昇抑制をより効果的に行うことができる。

30

【 0 0 3 7 】

また、低画質モードで生成される 1 フレーム当たりの音線数は、高周波成分の大きさに応じて段階的に設定することもできる。すなわち、本体制御部 2 0 が、高周波成分検出部 2 1 により検出された高周波成分が大きいほど 1 フレーム当たりの音線数が多く、高周波成分が小さいほど 1 フレーム当たりの音線数が少なくなるように、送信駆動部、受信信号処理部および画像生成部を制御することで、段階的に 1 フレーム当たりの音線数を変えることができる。これにより、超音波プローブ 1 の内部温度の細かい変化に対応してその上昇を抑制することができる。

40

【 0 0 3 8 】

実施の形態 2

図 5 に、実施の形態 2 に係る超音波診断装置で用いられた診断装置本体 3 1 の構成を示す。この診断装置本体 3 1 は、図 1 に示した実施の形態 1 における診断装置本体 2 において、画像生成部 1 6 の代わりに画像生成部 2 6 をデータ格納部 1 5、表示制御部 1 7 および本体制御部 2 0 に接続すると共に、補間部 2 7 を画像生成部 2 6 と本体制御部 2 0 に接

50

続したものである。画像生成部 26 は、整相加算部 24 と画像処理部 25 の間に切り換えスイッチ 28 を有し、高画質モードの時は整相加算部 24 と画像処理部 25 とが直接接続され、低画質モードの時は整相加算部 24 と画像処理部 25 とが補間部 27 を介して接続される。なお、切り換えスイッチ 28 の切り換えは、本体制御部 20 により制御される。

【0039】

補間部 27 は、低画質モードの際に画像生成部 26 の整相加算部 24 で生成された音線データを補間演算することにより設定値 T1 と設定値 T2 の差分に相当する音線に対する音線データを生成する。例えば、図 3 に示すように、高画質モードで生成された音線 S1 に対して 4 本に 1 本の割合で音線 S1 が生成された場合には、生成されない音線 S2 の音線データを、3 本の音線 S2 を挟んで生成された 2 本の音線 S1 の音線データを用いてそれぞれ補間演算することにより生成することができる。このようにして生成された音線データは、再度、画像生成部 26 の画像処理部 25 に供給され、画像処理部 25 が、低画質モードの際に受信信号処理部 4 で得られる受信データに基づいて生成された音線 S1 の音線データと補間部 27 で生成された音線 S2 の音線データとを用いることにより、1 フレーム当たりの音線数が設定値 T1 となるような超音波画像を生成する。なお、高画質モードが設定された場合には、実施の形態 1 と同様にして超音波画像が生成される。

10

【0040】

このように、低画質モードの超音波画像において生成されない音線 S2 の音線データを補間することにより、オペレータに画質の低下を感じさせることなく低画質モードによる超音波診断を行うことができる。

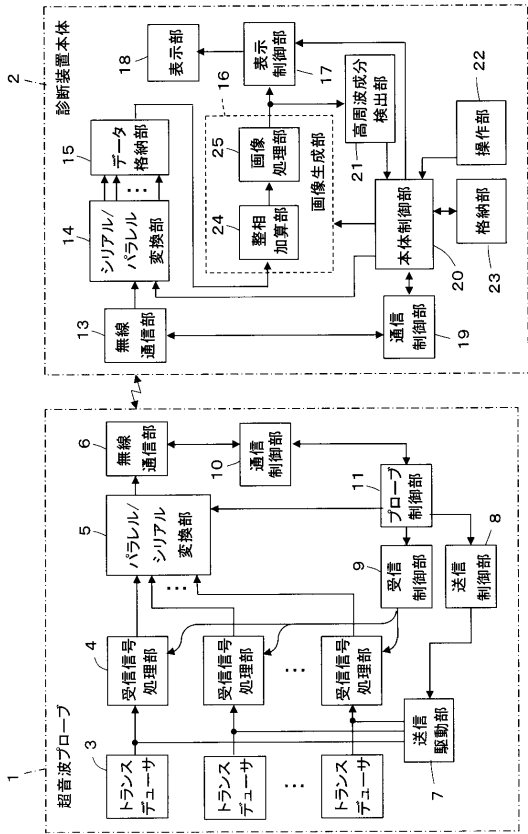
20

【符号の説明】

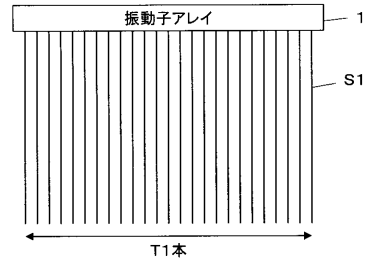
【0041】

1 超音波プローブ、2, 31 診断装置本体、3 トランスデューサ、4 受信信号処理部、5 パラレル/シリアル変換部、6 無線通信部、7 送信駆動部、8 送信制御部、9 受信制御部、10 通信制御部、11 プローブ制御部、13 無線通信部、14 シリアル/パラレル変換部、15 データ格納部、16, 26 画像生成部、17 表示制御部、18 表示部、19 通信制御部、20 本体制御部、21 高周波成分検出部、22 操作部、23 格納部、24 整相加算部、25 画像処理部、27 補間部、28 切り換えスイッチ、S1 生成された音線、S2 生成されない音線。

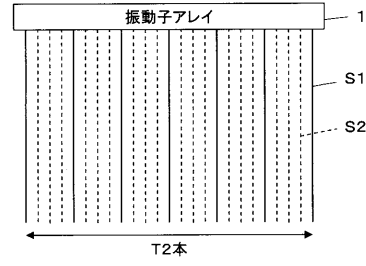
【図1】



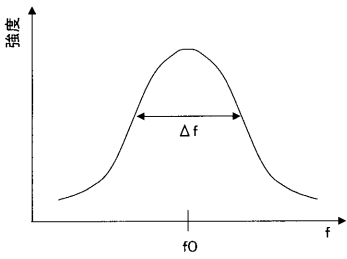
【図2】



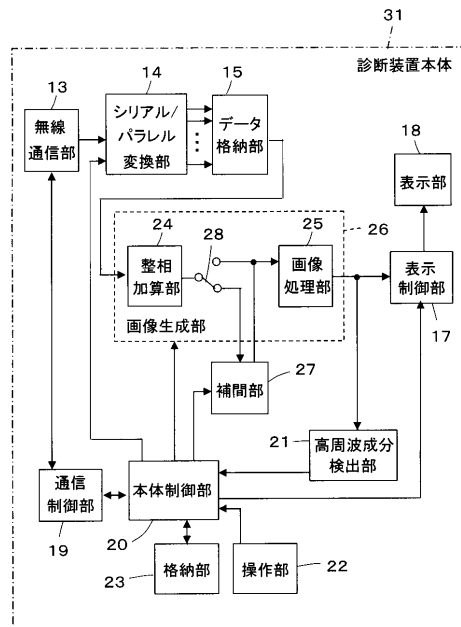
【図3】



【図4】



【図5】



专利名称(译)	超声诊断设备和超声图像产生方法		
公开(公告)号	JP2012183103A	公开(公告)日	2012-09-27
申请号	JP2011046580	申请日	2011-03-03
[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		
[标]发明人	工藤吉光		
发明人	工藤 吉光		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE19 4C601/GB03 4C601/GD04 4C601/HH17 4C601/JB24 4C601/JB35 4C601/ JB45 4C601/KK41		
代理人(译)	伊藤英明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够在抑制超声波探头的内部温度上升的同时获得高质量的超声波图像的超声波诊断装置。解决方案：高频分量检测单元21检测图像生成单元16生成的超声图像中的高频分量，高频分量检测单元21检测到的高频分量越大，每帧声线的数量越多。控制单元控制发送驱动单元7，接收信号处理单元4和图像生成单元16，使得每帧声线的数量随着高频分量的数量的减少而减少。[选型图]图1

