

(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2012-161562

(P2012-161562A)

(43) 公開日 平成24年8月30日(2012.8.30)

(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 有 請求項の数 8 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2011-26076 (P2011-26076)
(22) 出願日 平成23年2月9日(2011.2.9)

(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 山本 勝也
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 EE15 GA17 GB18 HH24 HH36

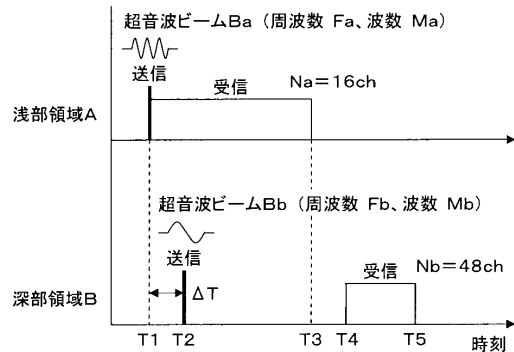
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波画像生成方法

(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】浅部領域Aに対応して周波数F_aの超音波ビームBaを送信すると共に深部領域Bに対応して超音波ビームBaの周波数F_aとは異なる周波数F_bの超音波ビームBbを送信し、浅部領域Aに対する受信時の同時開口チャンネル数N_aを深部領域Bに対する受信時の同時開口チャンネル数N_bより小さくし、浅部領域Aと深部領域Bのそれぞれに対応した周波数の超音波エコーを受信することにより同一のフレームを形成する。

【選択図】 図3



【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し、処理された受信信号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、

前記超音波プローブが有する複数チャンネルのうち受信時の同時開口チャンネルを選択するチャンネル選択部と、

複数の測定深度領域にそれぞれ対応して互いに周波数の異なる複数の超音波ビームが前記振動子アレイから順次送信されるように前記送信駆動部を制御すると共に前記複数の測定深度領域毎に対応した周波数の超音波エコーを受信することにより同一のフレームが形成されるように前記受信信号処理部および前記画像生成部を制御し、前記複数の測定深度領域のうち測定深度が浅い領域ほど受信時の同時開口チャンネル数が減少するように前記チャンネル選択部を制御する制御部を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記制御部は、前記複数の測定深度領域のうち測定深度が浅い領域ほど周波数の高い超音波ビームが送信されるように前記送信駆動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】

前記超音波プローブの内部温度を検出する温度センサをさらに備え、

前記制御部は、前記温度センサにより検出された前記超音波プローブの内部温度が高いほど受信時の同時開口チャンネル数を減少させる領域を拡大する請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記制御部は、前記複数の測定深度領域に対して互いに波数の異なる超音波が送受信され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請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【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画像生成部で超音波画像を生成する超音波画像生成方法であって、

30

複数の測定深度領域にそれぞれ対応して互いに周波数の異なる複数の超音波ビームを前記振動子アレイから順次送信し、

前記複数の測定深度領域のうち測定深度が浅い領域ほど受信時の同時開口チャンネル数を減少させ、

前記複数の測定深度領域毎に対応した周波数の超音波エコーを受信することにより同一のフレームを形成する

ことを特徴とする超音波画像生成方法。

40

【請求項 6】

前記複数の測定深度領域のうち測定深度が浅い領域ほど周波数の高い超音波ビームを送信する請求項 5 に記載の超音波画像生成方法。

【請求項 7】

前記超音波プローブの内部温度を検出し、

検出された前記超音波プローブの内部温度が高いほど受信時の同時開口チャンネル数を減少させる領域を拡大する請求項 5 または 6 に記載の超音波画像生成方法。

【請求項 8】

前記複数の測定深度領域に対して互いに波数の異なる超音波を送受信させる請求項 5 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波画像生成方法。

50

【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】

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。

10

【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収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。

20

【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により、回路基板の各回路の安定した動作を保証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。

30

【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】

40

【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

50

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、超音波プローブが有する複数チャンネルのうち受信時の同時開口チャンネルを選択するチャンネル選択部と、複数の測定深度領域にそれぞれ対応して互いに周波数の異なる複数の超音波ビームが振動子アレイから順次送信されるように送信駆動部を制御すると共に複数の測定深度領域毎に対応した周波数の超音波エコーを受信することにより同一のフレームが形成されるように受信信号処理部および画像生成部を制御し、複数の測定深度領域のうち測定深度が浅い領域ほど受信時の同時開口チャンネル数が減少するようにチャンネル選択部を制御する制御部を備えたものである。

10

【0009】

好ましくは、制御部は、複数の測定深度領域のうち測定深度が浅い領域ほど周波数の高い超音波ビームが送信されるように送信駆動部を制御する。

また、超音波プローブの内部温度を検出する温度センサをさらに備え、制御部は、温度センサにより検出された超音波プローブの内部温度が高いほど受信時の同時開口チャンネル数を減少させる領域を拡大するように構成してもよい。

制御部は、複数の測定深度領域に対して互いに波数の異なる超音波が送受信されるように送信駆動部および受信信号処理部を制御することが好ましい。

【0010】

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画像生成部で超音波画像を生成する超音波画像生成方法であって、複数の測定深度領域にそれぞれ対応して互いに周波数の異なる複数の超音波ビームを振動子アレイから順次送信し、複数の測定深度領域のうち測定深度が浅い領域ほど受信時の同時開口チャンネル数を減少させ、複数の測定深度領域毎に対応した周波数の超音波エコーを受信することにより同一のフレームを形成する方法である。

20

【0011】

好ましくは、複数の測定深度領域のうち測定深度が浅い領域ほど周波数の高い超音波ビームが送信される。

また、超音波プローブの内部温度を検出し、検出された超音波プローブの内部温度が高いほど受信時の同時開口チャンネル数を減少させる領域を拡大するようにしてもよい。

複数の測定深度領域に対して互いに波数の異なる超音波を送受信させることが好ましい。

30

【発明の効果】

【0012】

この発明によれば、複数の測定深度領域にそれぞれ対応して互いに周波数の異なる複数の超音波ビームを振動子アレイから順次送信し、複数の測定深度領域のうち測定深度が浅い領域ほど受信時の同時開口チャンネル数を減少させ、複数の測定深度領域毎に対応した周波数の超音波エコーを受信することで同一のフレームを形成するので、超音波プローブ内における発熱量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。

40

【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】実施の形態1における撮像領域の分割の様子を示す図である。

【図3】実施の形態1における超音波送受信の動作を示すタイミングチャートである。

【図4】実施の形態1においてフレーム相関処理を行う様子を示し、(A)は第1フレームにおけるタイミングチャート、(B)は第2フレームにおけるタイミングチャート、(C)は第3フレームにおけるタイミングチャートである。

50

【図 5】実施の形態 2 における超音波プローブの構成を示すブロック図である。

【図 6】実施の形態 2 における超音波プローブの内部温度の時間変化と温度しきい値とを示すグラフである。

【図 7】実施の形態 2 における温度域に応じた撮像領域の分割の様子を示す図である。

【図 8】実施の形態 3 における撮像領域の分割の様子を示す図である。

【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。

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。

10

【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 にチャンネル選択部 4 を介してそれぞれ対応して受信信号処理部 5 が接続され、さらに受信信号処理部 5 にパラレル/シリアル変換部 6 を介して無線通信部 7 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 8 を介して送信制御部 9 が接続され、複数の受信信号処理部 5 に受信制御部 10 が接続され、無線通信部 7 に通信制御部 11 が接続されている。そして、チャンネル選択部 4、パラレル/シリアル変換部 6、送信制御部 9、受信制御部 10 および通信制御部 11 にプローブ制御部 12 が接続されている。

20

【0016】

複数のトランスデューサ 3 は、それぞれ送信駆動部 8 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。

30

【0017】

送信駆動部 8 は、例えば、複数のパルスを含んでおり、送信制御部 9 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被検体内の組織のエリアをカバーする幅広の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。

チャンネル選択部 4 は、それぞれ互いに対応するトランスデューサ 3 と受信信号処理部 5 との間を接続/遮断する複数のスイッチからなり、プローブ制御部 12 からの指令に基づいて振動子アレイの複数チャンネルのうち受信時の同時開口チャンネルを選択し、選択されたチャンネルのトランスデューサ 3 を対応する受信信号処理部 5 に接続する。

40

【0018】

各チャンネルの受信信号処理部 5 は、受信制御部 10 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 6 に供給する。受信信号処理部 5 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。

50

パラレル/シリアル変換部 6 は、複数チャンネルの受信信号処理部 5 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。

【 0 0 1 9 】

無線通信部 7 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、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) 等が用いられる。

無線通信部 7 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 1 1 に出力する。通信制御部 1 1 は、プローブ制御部 1 2 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 7 を制御すると共に、無線通信部 7 が受信した各種の制御信号をプローブ制御部 1 2 に出力する。

【 0 0 2 0 】

プローブ制御部 1 2 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。

【 0 0 2 1 】

一方、診断装置本体 2 は、無線通信部 1 4 を有し、この無線通信部 1 4 にシリアル/パラレル変換部 1 5 を介してデータ格納部 1 6 が接続され、データ格納部 1 6 に画像生成部 1 7 が接続されている。さらに、画像生成部 1 7 に表示制御部 1 8 を介して表示部 1 9 が接続されている。また、無線通信部 1 4 に通信制御部 2 0 が接続され、シリアル/パラレル変換部 1 5、画像生成部 1 7、表示制御部 1 8 および通信制御部 2 0 に本体制御部 2 1 が接続されている。さらに、本体制御部 2 1 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。

【 0 0 2 2 】

無線通信部 1 4 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 4 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 2 0 は、本体制御部 2 1 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 4 を制御する。

シリアル/パラレル変換部 1 5 は、無線通信部 1 4 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 6 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 5 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。

【 0 0 2 3 】

画像生成部 1 7 は、データ格納部 1 6 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 7 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、本体制御部 2 1 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。

10

20

30

40

50

【 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 (ラスター変換) 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 8 は、画像生成部 1 7 によって生成される画像信号に基づいて、表示部 1 9 に超音波診断画像を表示させる。表示部 1 9 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 8 の制御の下で、超音波診断画像を表示する。

10

【 0 0 2 6 】

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 5、画像生成部 1 7、表示制御部 1 8、通信制御部 2 0 および本体制御部 2 1 は、C P U と、C P U 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、M O、M T、R A M、C D - R O M または D V D - R O M 等を用いることができる。

【 0 0 2 7 】

この実施の形態 1 においては、図 2 に示されるように、予め撮像領域が所定の深さ D により測定深度に応じて浅部領域 A と深部領域 B の 2 つの領域に分割され、これら浅部領域 A と深部領域 B に対して、互いに周波数および送信タイミングの異なる 2 つの超音波ビームが送信されると共に互いに異なる同時開口チャンネル数によって受信される。

20

例えば、超音波プローブの振動子アレイが全 4 8 チャンネルを有する場合に、図 3 に示されるように、浅部領域 A の測定のために、周波数 F_a 、波数 M_a の超音波ビーム B_a が送信されると共に受信時の同時開口チャンネル数が $N_a = 16$ チャンネルに設定され、一方、深部領域 B の測定のために、周波数 F_b 、波数 M_b の超音波ビーム B_b が送信されると共に受信時の同時開口チャンネル数が $N_b = 48$ チャンネルに設定される。

【 0 0 2 8 】

なお、深部領域 B 用の超音波ビーム B_b の周波数 F_b は、浅部領域 A 用の超音波ビーム B_a の周波数 F_a よりも低い値に設定され、深部領域 B 用の超音波ビーム B_b は、浅部領域 A 用の超音波ビーム B_a よりも所定時間 T だけ遅れたタイミングで送信される。

30

上記の撮像領域の所定の深さ D、超音波ビーム B_a の周波数 F_a および波数 M_a 、超音波ビーム B_b の周波数 F_b および波数 M_b 、受信時の同時開口チャンネル数 N_a および N_b 、所定時間 T 等の測定条件は、予め診断装置本体 2 の操作部 2 2 から入力することができ、また、格納部 2 3 に格納することができる。

【 0 0 2 9 】

また、超音波プローブ 1 の各受信信号処理部 5 は、周波数 F_a の超音波ビーム B_a は透過するが周波数 F_a よりも低い周波数 F_b の超音波ビーム B_b を遮断するような周波数特性を有するハイパスフィルタを内蔵しており、受信制御部 1 0 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をハイパスフィルタに通すか否かを選択できるように構成されている。

40

【 0 0 3 0 】

次に、実施の形態 1 の動作について図 3 を参照して説明する。

予め、格納部 2 3 に格納されている測定条件が本体制御部 2 1 によって読み出され、本体制御部 2 1 から通信制御部 2 0 および無線通信部 1 4 を介して超音波プローブ 1 へ無線伝送され、さらに、超音波プローブ 1 の無線通信部 7 および通信制御部 1 1 を介してプローブ制御部 1 2 に入力されているものとする。

【 0 0 3 1 】

50

超音波診断が開始されると、まず、プローブ制御部 12 により送信制御部 9 を介して送信駆動部 8 が駆動され、送信駆動部 8 から振動子アレイの全チャンネルのトランスデューサ 3 に駆動信号が供給されることにより、時刻 T_1 に周波数 F_a および波数 M_a を有する浅部領域 A 測定用の超音波ビーム B_a が送信される。この超音波ビーム B_a の送信直後から、浅部領域 A の各部からの超音波エコーが各トランスデューサ 3 で受信され、各トランスデューサ 3 から受信信号がそれぞれ出力されるが、このとき、同時開口チャンネル数が浅部領域 A に応じて予め設定された数値 $N_a = 16$ チャンネルとなるように、プローブ制御部 12 によりチャンネル選択部 4 の各スイッチのオン/オフが制御される。

【0032】

すなわち、全 48 チャンネルのうち 16 チャンネルに対応するチャンネル選択部 4 の各スイッチがオン状態となり、残りの 32 チャンネルに対応するスイッチはオフされる。ここで、16 チャンネルの選択の方法は、例えば、振動子アレイの全体にわたってほぼ均等な間隔で同時開口チャンネルとなる 16 チャンネルを選択してもよく、あるいは、振動子アレイの全 48 チャンネルのうち中央部に配置された 16 チャンネルを選択することもできる。

10

【0033】

このようにして時刻 T_1 に超音波ビーム B_a を用いた浅部領域 A の測定が開始されるが、超音波ビーム B_a の送信から所定時間 T が経過した時刻 T_2 に、再びプローブ制御部 12 により送信制御部 9 を介して送信駆動部 8 が駆動され、送信駆動部 8 から振動子アレイの全チャンネルのトランスデューサ 3 に駆動信号が供給されることにより、深部領域 B を測定するための超音波ビーム B_b が送信される。この超音波ビーム B_b は、浅部領域 A 測定用の超音波ビーム B_a の周波数 F_a よりも低い周波数 F_b と超音波ビーム B_a の波数 M_a とは異なる波数 M_b を有している。

20

【0034】

超音波ビーム B_b の送信直後から、浅部領域 A の各部からの超音波エコーが各トランスデューサ 3 で受信されるが、このとき、同時開口チャンネルとなっている 16 チャンネルの各受信信号処理部 5 は、内蔵されたハイパスフィルタで周波数 F_b の超音波ビーム B_b を遮断するように、受信制御部 10 によって制御される。このため、浅部領域 A の各部で反射されて戻る浅部領域 A 測定用の超音波ビーム B_a のみに対応したサンプルデータが各受信信号処理部 5 で生成される。

30

【0035】

このようにして超音波ビーム B_a のみに対応したサンプルデータの生成が続けられ、時刻 T_3 に超音波ビーム B_a に対応する浅部領域 A の最深部すなわち浅部領域 A と深部領域 B との境界部からの超音波エコーが受信されたところで、浅部領域 A に対する超音波エコーの受信が終了する。

【0036】

その後、時刻 T_4 に、浅部領域 A 測定用の超音波ビーム B_a よりも所定時間 T だけ遅れたタイミングで送信された深部領域 B 測定用の超音波ビーム B_b による深部領域 B の最浅部すなわち浅部領域 A と深部領域 B との境界部からの超音波エコーが受信されるが、このとき、振動子アレイの全 48 チャンネルが同時開口チャンネルとなるように、プローブ制御部 12 によりチャンネル選択部 4 の各スイッチがすべてオンされる。また、同時開口チャンネルとなっている 48 チャンネルの各受信信号処理部 5 は、内蔵されたハイパスフィルタを使用することなく周波数 F_b の超音波ビーム B_b を透過させるように、受信制御部 10 によって制御される。これにより、深部領域 B の各部で反射されて戻る深部領域 B 測定用の超音波ビーム B_b に対応したサンプルデータが各受信信号処理部 5 で生成されることとなる。

40

【0037】

このようにして超音波ビーム B_b に対応したサンプルデータの生成が続けられ、時刻 T_5 に超音波ビーム B_b による深部領域 B の最深部からの超音波エコーが受信されたところで、深部領域 B に対する超音波エコーの受信が終了すると共に、これにより浅部領域 A と

50

深部領域 B を含めた撮像領域全体に対する 1 回の超音波の送受信が完了する。

【 0 0 3 8 】

なお、深部領域 B を測定するための超音波ビーム B b が送信される時刻 T 2 には、浅部領域 A の各部からの超音波エコーの受信が行われているが、同一の振動子アレイを用いて送受信を行うため、超音波ビーム B b が送信されている間は浅部領域 A の各部からの超音波エコーの受信を行うことができず、図 4 に示されるように、受信が中断される。ただし、フレーム毎に超音波ビーム B a と超音波ビーム B b の送信の時間差 T を変化させて、フレーム相関処理を行うことにより、受信が中断された間の受信信号を形成することができる。

例えば、図 4 (A) および (C) に示されるように、第 1 および第 3 フレームでは超音波ビーム B a と超音波ビーム B b の送信の時間差を T 1 とし、図 4 (B) に示されるように、第 2 フレームでは超音波ビーム B a と超音波ビーム B b の送信の時間差を第 1 および第 3 フレームにおける時間差 T 1 とは異なる値 T 2 に設定する。そして、受信が中断された深さに対して、前後のフレームの相関から画像を形成する。例えば、第 2 フレームの不足分については、第 1 および第 3 フレームの該当深さのデータから画像を形成する。

この場合、時間差 T 1 および T 2 をそれぞれ小さい値に設定して、診断に支障を来すことのないような浅い領域でフレーム相関処理を行うことが好ましい。

【 0 0 3 9 】

以上のようにして各受信信号処理部 5 で生成されたサンプルデータは、順次パラレル / シリアル変換部 6 でシリアル化された後に無線通信部 7 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 4 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 5 でパラレルのデータに変換され、データ格納部 1 6 に格納される。さらに、データ格納部 1 6 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 7 で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 8 により超音波診断画像が表示部 1 9 に表示される。

【 0 0 4 0 】

図 3 から明らかなように、浅部領域 A からの超音波エコーの受信が終了する時刻 T 3 と深部領域 B からの超音波エコーの受信が開始する時刻 T 4 は、超音波ビーム B a と超音波ビーム B b の送信タイミングの差に相当する所定時間 T だけずれているため、画像生成部 1 7 は、この所定時間 T のずれを考慮して浅部領域 A 測定用の超音波ビーム B a に基づくサンプルデータと深部領域 B 測定用の超音波ビーム B b に基づくサンプルデータを用いて整相加算を行うことで同一のフレームを形成する。

【 0 0 4 1 】

以上のように、浅部領域 A と深部領域 B にそれぞれ対応して互いに周波数の異なる複数の超音波ビームを順次送信し、浅部領域 A に対する受信時の同時開口チャンネル数 N a を深部領域 B に対する受信時の同時開口チャンネル数 N b より小さくし、浅部領域 A と深部領域 B のそれぞれに対応した周波数の超音波エコーを受信することにより同一のフレームを形成するので、受信信号処理部 5 における消費電力が低減され、超音波プローブ 1 の筐体内で発生する熱量も低減する。これにより、超音波診断を継続しながらも、超音波プローブ 1 の温度上昇を抑制することが可能となる。

【 0 0 4 2 】

また、浅部領域 A については、深部領域 B よりも、受信時の同時開口チャンネル数 N a を減少させると共に比較的高周波数 F a の超音波ビーム B a を用いているので、画質の低下が効率よく抑えられている。

一方、深部領域 B については、浅部領域 A よりも、受信時の同時開口チャンネル数 N b が多くだけでなく、比較的低周波数 F b の超音波ビーム B b を用いているので、ビーム伝搬時における減衰が小さく、高画質の画像が得られる。

さらに、超音波ビーム B a の波数 M a と超音波ビーム B b の波数 M b とを互いに異ならせているので、超音波ビーム B a と超音波ビーム B b を互いに分離しやすく、このため、

10

20

30

40

50

精度の高い測定が可能となる。

【0043】

なお、浅部領域 A を測定するための超音波ビーム B a の周波数 F a と深部領域 B を測定するための超音波ビーム B b の周波数 F b は、それぞれ例えば超音波プローブ 1 が有する周波数帯域内で且つ帯域の中心周波数を挟んだ高周波数側と低周波数側の値に設定することができる。

【0044】

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に用いられた超音波プローブ 3 1 の構成を示す。この超音波プローブ 3 1 は、図 1 に示した実施の形態 1 における超音波プローブ 1 において、温度センサ 1 3 をプローブ制御部 1 2 に接続したものであり、他の部材は実施の形態 1 における超音波プローブ 1 と同様である。

温度センサ 1 3 は、超音波プローブ 3 1 の内部温度 T を検出するためのもので、検出した内部温度 T をプローブ制御部 1 2 に出力する。

【0045】

図 6 に示されるように、被検体の体表温度 T 0 (約 33) より高温側に第 1 の温度しきい値 T t h 1 が予め設定されると共に、第 1 の温度しきい値 T t h 1 よりもさらに高温側に第 2 の温度しきい値 T t h 2 が予め設定される。

さらに、図 7 に示されるように、超音波プローブ 3 1 の内部温度 T が T 0 T < T t h 1 のときには、第 1 の深さ D 1 で浅部領域 A と深部領域 B とを分割し、T t h 1 T < T t h 2 のときには、第 1 の深さ D 1 よりも大きな第 2 の深さ D 2 で浅部領域 A と深部領域 B とを分割する。

【0046】

すなわち、この実施の形態 2 は、超音波プローブ 3 1 の内部温度 T が第 1 の温度しきい値 T t h 1 以上になると、受信時の同時開口チャンネル数を減少させる浅部領域 A が拡大される。

第 1 の温度しきい値 T t h 1 および第 2 の温度しきい値 T t h 2 は、例えばそれぞれ 37 および 43 に設定され、第 1 の深さ D 1 および第 2 の深さ D 2 と共に診断装置本体 2 の格納部 2 3 に格納することができる。

【0047】

超音波診断が開始されると、まず、温度センサ 1 3 により超音波プローブ 3 1 の内部温度 T が検出され、プローブ制御部 1 2、通信制御部 1 1 および無線通信部 7 を介して診断装置本体 2 へ無線伝送される。診断装置本体 2 の無線通信部 1 4 で受信された内部温度 T は、通信制御部 2 0 を介して本体制御部 2 1 に入力される。

【0048】

本体制御部 2 1 は、格納部 2 3 に格納されている第 1 の温度しきい値 T t h 1 および第 2 の温度しきい値 T t h 2 を読み出し、入力された超音波プローブ 3 1 の内部温度 T を第 1 の温度しきい値 T t h 1 および第 2 の温度しきい値 T t h 2 と比較する。比較結果に応じて本体制御部 2 1 により第 1 の深さ D 1 および第 2 の深さ D 2 のいずれかが選択され、格納部 2 3 に予め格納されている他の測定条件と共に本体制御部 2 1 から通信制御部 2 0 および無線通信部 1 4 を介して超音波プローブ 3 1 へ無線伝送され、さらに、超音波プローブ 3 1 の無線通信部 7 および通信制御部 1 1 を介してプローブ制御部 1 2 に入力される。

そして、上述した実施の形態 1 と同様にして浅部領域 A と深部領域 B に対する超音波の送受信が行われ、診断装置本体 2 の画像生成部 1 7 で生成された超音波診断画像が表示部 1 9 に表示される。

【0049】

このように、超音波プローブ 3 1 の内部温度 T が第 1 の温度しきい値 T t h 1 以上になったときに、受信時の同時開口チャンネル数を減少させる浅部領域 A を拡大することにより、さらなる消費電力および発熱量の低減を図ることが可能となる。

なお、超音波プローブ 3 1 の内部温度 T が第 2 の温度しきい値 T_{th2} 以上にまで上昇した場合には、再び第 2 の温度しきい値 T_{th2} 未満に内部温度 T が下降するまで超音波の送受信が停止される。

温度センサ 1 3 は、超音波診断装置の運転時に特に発熱が予想される受信信号処理部 5 の近傍に配置されることが好ましい。

【0050】

なお、超音波プローブ 3 1 の内部温度 T を判断するための温度域を $T_0 < T < T_{th1}$ 、 $T_{th1} < T < T_{th2}$ の 2 つの温度域を用いたが、これに限るものではなく、3 つ以上の温度域を用いて超音波プローブ 3 1 の内部温度 T を判断してもよい。この場合、超音波プローブ 3 1 の内部温度 T が高いほど浅部領域 A が拡大される。

10

【0051】

実施の形態 3

上述した実施の形態 1 および 2 では、撮像領域を測定深度に応じて浅部領域 A と深部領域 B の 2 つの領域に分割したが、これに限るものではなく、例えば図 8 に示されるように、撮像領域を測定深度に応じて浅部領域 A、中部領域 C、深部領域 B の 3 つの領域に分割し、これらの領域に対して、互いに周波数および送信タイミングの異なる 3 つの超音波ビームを送信すると共に互いに異なる同時開口チャンネル数によって超音波エコーを受信することもできる。

【0052】

この場合、浅部領域 A、中部領域 C、深部領域 B のうち測定深度が浅い領域ほど、受信時の同時開口チャンネル数を減少させると共に周波数の高い超音波ビームを送信し、各領域に対応した周波数の超音波エコーを受信することで同一のフレームを形成することが好ましい。

20

さらに、同様にして、撮像領域を測定深度に応じて 4 つ以上の領域に分割することもできる。

この実施の形態 3 においても、実施の形態 2 と同様に、超音波プローブの内部温度 T を検出し、検出された内部温度 T が高いほど、受信時の同時開口チャンネル数を減少させる浅部領域 A および中部領域 C を拡大することもできる。

【0053】

上述した実施の形態 1 および 2 では、診断装置本体 2 の格納部 2 3 に各種の測定条件が格納されていたが、超音波プローブ 1 内にこれらの測定条件を格納しておき、複数の測定深度領域にそれぞれ対応して互いに周波数の異なる複数の超音波ビームを順次送信し、複数の測定深度領域のうち測定深度が浅い領域ほど受信時の同時開口チャンネル数を減少させ、複数の測定深度領域毎に対応した周波数の超音波エコーを受信することにより同一のフレームを形成することもできる。

30

【0054】

上述した実施の形態 1 ~ 3 においては、全 48 チャンネルの振動子アレイを有する超音波プローブ 1 または 3 1 について説明したが、48 チャンネルは単に一例にすぎず、他のチャンネル数を有する振動子アレイを有する超音波プローブに対しても、同様にこの発明を適用することができる。

40

【0055】

また、上述した実施の形態 1 ~ 3 では、超音波プローブ 1 または 3 1 と診断装置本体 2 とが互いに無線通信により接続されていたが、これに限るものではなく、接続ケーブルを介して超音波プローブ 1 または 3 1 が診断装置本体 2 に接続されていてもよい。この場合には、超音波プローブ 1 または 3 1 の無線通信部 7 および通信制御部 1 1、診断装置本体 2 の無線通信部 1 4 および通信制御部 2 0 等は不要となる。

【符号の説明】

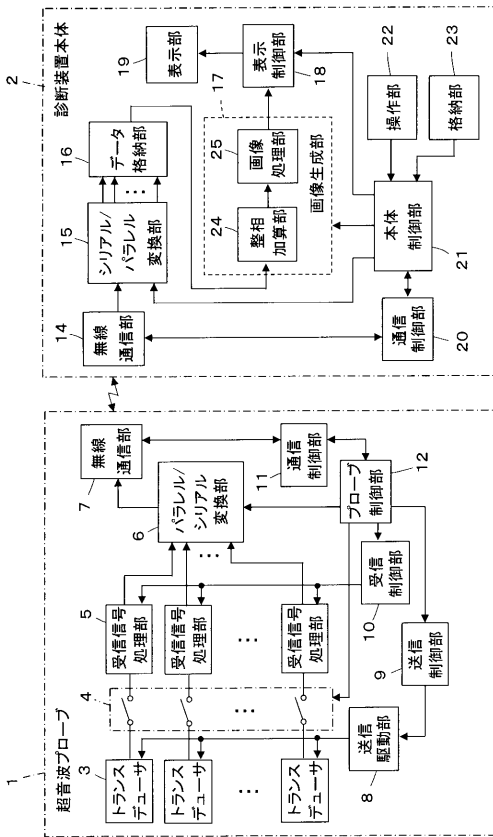
【0056】

1, 3 1 超音波プローブ、2 診断装置本体、3 トランスデューサ、4 チャンネル選択部、5 受信信号処理部、6 パラレル/シリアル変換部、7 無線通信部、8

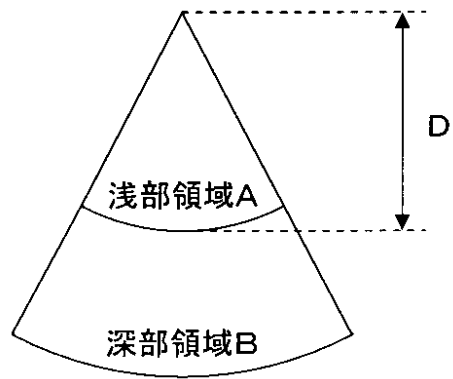
50

送信駆動部、9 送信制御部、10 受信制御部、11 通信制御部、12 プロープ制御部、13 温度センサ、14 無線通信部、15 シリアル/パラレル変換部、16 データ格納部、17 画像生成部、18 表示制御部、19 表示部、20 通信制御部、21 本体制御部、22 操作部、23 格納部、24 整相加算部、25 画像処理部、D 所定の深さ、D1 第1の深さ、D2 第2の深さ。

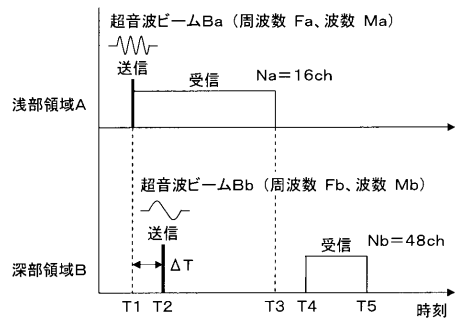
【図1】



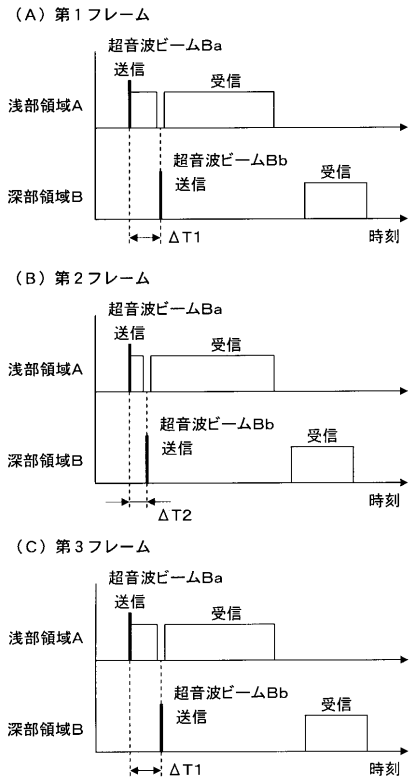
【図2】



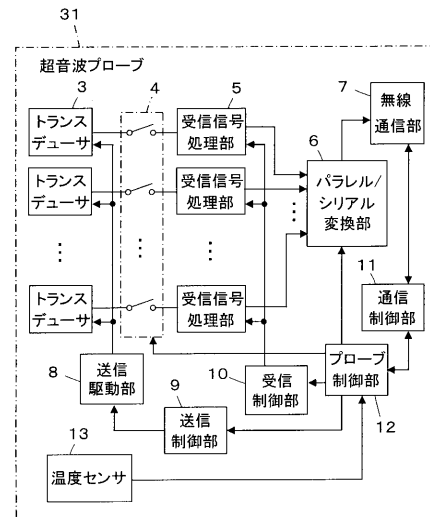
【図3】



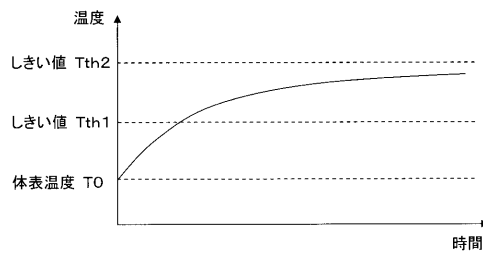
【 図 4 】



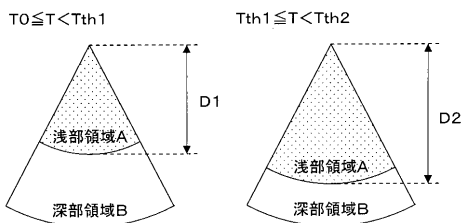
【 図 5 】



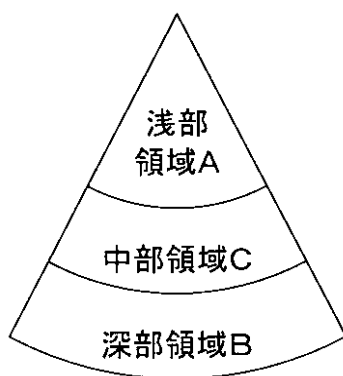
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



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	JP2012161562A	公开(公告)日	2012-08-30
申请号	JP2011026076	申请日	2011-02-09
[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	山本勝也		
发明人	山本 勝也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/546 A61B8/145 A61B8/4472		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE15 4C601/GA17 4C601/GB18 4C601/HH24 4C601/HH36		
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：频率为 F_a 的超声波束 B_a 对应于浅区域A传输，而频率 F_b 与超声波束 B_a 的频率 F_a 不同的超声波束 B_b 对应于深区域B传输。 使得浅区域A的接收时的同时开口通道的数目 N_a 小于深区域B的接收时的同时开口通道的数目 N_b ，并且产生与浅区域A和深区域B中的每一个相对应的频率的超声回波。 在接收时，形成相同的帧。 [选择图]图3

