

(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2006-87745

(P2006-87745A)

(43) 公開日 平成18年4月6日(2006.4.6)

(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 未請求 請求項の数 13 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2004-278287 (P2004-278287)
(22) 出願日 平成16年9月24日(2004.9.24)

(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 100109900
弁理士 堀口 浩
(72) 発明者 滝本 雅夫
栃木県大田原市下石上1385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 DE09 DE13 EE03 EE04 EE06
EE15 EE19 EE20 EE22 HH05
JB22 JC10 KK12

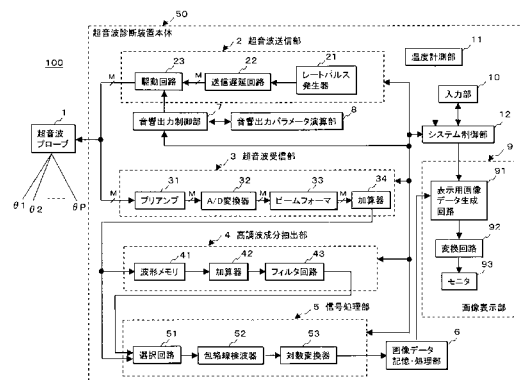
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像データ生成方法

(57) 【要約】

【課題】 超音波プローブの発熱規制あるいは音響出力規制の範囲を逸脱することなく高感度のTHI (Tissue-Harmonic-Imaging) 画像データを生成する。

【解決手段】 モニタリング画像用低音圧送信における駆動電圧及び駆動期間とTHI画像用高音圧送信における駆動電圧及び駆動期間が音響出力制御部7にて初期設定され、音響出力パラメータ演算部8は、上述の駆動電圧及び駆動期間と音響出力規制における許容送信音響出力に基づいてゼロ音圧送信の期間を算出する。次いで、音響出力制御部7は、上述の設定値及び算出値に基づいて超音波送信部2の駆動回路23を制御し、低音圧送信、高音圧送信及びゼロ音圧送信を繰り返す。一方、温度計測部11によって計測された超音波プローブ1の温度計測値が発熱規制に基づく超音波プローブの規定温度を超えた場合、音響出力制御部7は、駆動回路23に対し高音圧送信を終了させてゼロ音圧送信に移行させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の複数方向に対して超音波の送受波を行なう超音波振動子を備えた超音波プローブと、
前記超音波振動子を駆動して所定の中心周波数を有する超音波パルスを送信する駆動手段と、
前記超音波振動子によって受信された受信信号の中から、前記超音波パルスに対する高調波成分を抽出する高調波成分抽出手段と、
この高調波成分抽出手段によって抽出された前記高調波成分に基づいた第 1 の画像データを生成する第 1 の画像データ生成手段と、
前記第 1 の画像データの生成を目的とした高音圧送信が所定時間連続して行われた場合に前記高音圧送信を停止し、前記高音圧送信が停止された後の所定の休止期間は前記高音圧送信を休止するように前記駆動手段を制御する音響出力制御手段を備え、
前記音響出力制御手段は、前記超音波振動子から送信される音響出力及び前記超音波プローブの温度の少なくとも一方が所定値以下に保たれるように前記駆動手段を制御することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記高音圧送信を開始させるための指示信号を入力する入力手段を備え、
前記音響出力制御手段は、前記休止期間の経過後、前記入力手段に前記指示信号が入力されたときに前記高音圧送信を開始するように、前記駆動手段を制御することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記高音圧送信の駆動電圧より小さな駆動電圧を用いた低音圧送信を行うことによって得られる受信信号から第 2 の画像データを生成するための第 2 の画像データ生成手段と、生成された前記第 2 の画像データを表示する表示手段を備え、前記音響出力制御手段は、前記休止期間の経過後前記入力手段に前記指示信号が入力されるまで前記低音圧送信を行うように前記駆動手段を制御することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記音響出力制御手段は、前記休止期間において前記低音圧送信を行うように前記駆動手段を制御することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記休止期間の経過を報知するための入力待ち時間表示手段を備えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記入力待ち時間表示手段は、前記休止期間が終わるまでの残り時間及び前記高音圧送信からの経過時間の少なくとも一方を表すための文字及び模式的な図形の少なくとも一方によって、前記報知を行うことを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記音響出力制御手段の制御に従って前記高音圧送信を行なうことが可能であるか否かについての報知を行う入力許可通知手段を備えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記高音圧送信の駆動電圧及び連続して前記高音圧送信が行われた時間に応じて前記休止期間を算出する音響出力パラメータ演算手段を備え、前記音響出力制御手段は前記音響出力パラメータ演算手段によって算出された期間に応じて前記駆動手段を制御することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記音響出力パラメータ演算手段は、所定の音響出力規制における許容送信音響出力に基づいて前記休止期間を算出することを特徴とする請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

50

前記超音波プローブの温度計測を行なう温度計測手段を備え、前記高音圧送信の途中で前記温度計測手段によって計測された温度計測値が予め設定された規定温度値を超えた場合には、前記音響出力制御手段は、高音圧送信を停止することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記音響出力制御手段は、前記被検体に対する安全性を考慮して設定された発熱規制における許容温度に基づいて前記規定温度値の設定を行なうことを特徴とする請求項 1 0 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

高感度の画像データの生成を目的とした高音圧送信と、この高音圧送信の駆動電圧より小さな駆動電圧による低音圧送信と、超音波送信を停止したゼロ音圧送信を繰り返し行なう画像データ生成方法であって、

10

前記高音圧送信及び前記低音圧送信における駆動電圧及び駆動期間の 4 つの音響出力パラメータを設定するステップと、

前記 4 つの音響出力パラメータと予め設定された許容送信音響出力に基づいて前記ゼロ音圧送信の期間を算出するステップと、

設定あるいは算出された前記高音圧送信及び前記低音圧送信における駆動電圧及び駆動期間と前記ゼロ音圧送信の期間に基づいて画像データを生成するステップを有することを特徴とする

画像データ生成方法。

20

【請求項 1 3】

前記高音圧送信において計測された超音波プローブの温度計測値が予め設定された規定温度値を超えた場合には前記高音圧送信を停止するステップを有することを特徴とする請求項 1 2 記載の画像データ生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び画像データ生成方法に係り、特に、被検体から得られる超音波反射波の高調波成分を検出することによって高解像度の超音波画像データを得ることが可能な超音波診断装置及び画像データ生成方法に関する。

30

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された超音波振動子から発生した超音波を被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射波を前記超音波プローブによって受信してモニタ上に表示するものである。

【0003】

超音波診断法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの 2 次元画像が容易に観察できるため、心臓などの機能検査や各種臓器の形態診断に広く用いられている。又、X 線診断装置や X 線 CT 装置による診断法に見られるような被曝が無いため、心臓、腹部、乳腺、泌尿器に対する診断のみならず、産科領域の胎児診断においても繰り返し用いることができ、更に、装置が小型ゆえにベッドサイドでの使用が可能である等多くの利点を有している。

40

【0004】

従来超音波診断法においては、診断部位に応じて選択された所定周波数を中心周波数とした超音波パルスが被検体内に放射し、この超音波パルスとほぼ等しい周波数を有する超音波反射波を受信することによって画像データの生成を行ってきた。

【0005】

これに対して、近年、組織ハーモニックイメージング法（以下、THI と呼ぶ）なる新しい画像化技術が開発され、臨床の場で広く普及し始めている。このイメージング法は、被検体の組織において生ずる超音波非線形現象を有効に利用した方法であり、例えば、中

50

心周波数が f_0 の超音波パルスが被検体内に放射した場合、被検体の組織の非線型現象によって新たに発生する 2 倍の高調波成分 $2f_0$ を選択的に受信して画像化を行なう。

【0006】

この高調波成分は、被検体に放射された基本周波数の超音波パルス（以下、基本波成分と呼ぶ。）に対して新たに発生するものであり、被検体組織の性状や反射部位までの伝搬距離、あるいは反射部位における超音波強度に依存する。このため、従来の超音波画像におけるアーチファクトの主要因であった超音波プローブ及び臓器境界面の間で発生する多重反射波やサイドローブの受信感度を基本波成分に対して相対的に低減させることができ、従って、この高調波成分を用いた THI によってアーチファクトの少ない鮮明な画像データを取得することが可能となる（例えば、特許文献 1 参照。）。 10

【0007】

ところで、THI において、基本波成分と高調波成分が混在した超音波反射波から、高調波成分を抽出する一般的な方法はフィルタリング法であるが、基本波成分及び高調波成分が広帯域である場合には夫々の周波数成分の一部は重なり合うため、高調波成分のみをフィルタリング法によって精度よく抽出することは困難である。

【0008】

このような広帯域の超音波反射波に対する高調波成分の抽出法としてパルスインバージョン法が開発されている。この方法は、所定方向に対して超音波の送受信を行なう場合に、極性の異なる 2 種類の超音波パルスを交互に送信し、このとき得られる受信信号を加算することによって基本波成分を相殺して高調波成分のみを抽出する方法である。このパルスインバージョン法は、高調波成分の波形が基本波成分の波形振幅の 2 乗に比例して形成されることに着目しており、超音波パルスの極性を反転させた場合、超音波反射波中の基本波成分も同様に反転するが、高調波成分は反転しない性質に基づいている（例えば、特許文献 2 参照。）。 20

【特許文献 1】特開平 10 - 179589 号公報

【特許文献 2】特開平 9 - 164138 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

ところで、被検体の組織において所定周波数の送信超音波が反射する際に発生する高調波成分は、基本波成分に対して著しく小さく、例えば、2 倍の高調波成分の場合には、送信超音波の強度に依存するものの通常 20 dB 以上感度が低いことが確認されている。 30

【0010】

更に、被検体組織にて反射した高調波成分が超音波プローブにて受信される過程で、組織内での吸収による超音波減衰量は超音波周波数に依存し、例えば、上述の 2 倍高調波成分における超音波減衰量は基本波成分と比較しデシベル単位で約 2 倍となることが知られている。

【0011】

このような理由により、高調波成分によって生成された THI 画像データは、従来の基本波成分を主成分（即ち、基本波成分と高調波成分）による画像データと比較して S/N が悪く、特に、超音波プローブから離れた深部臓器に対しては高解像度の画像データを取得することが困難となる。 40

【0012】

上述の高調波成分の受信における S/N の改善を目的として、受信回路のノイズ（N）を低減する方法と、信号成分（S）の受信感度を改善する方法とがあるが、前者は既に限界にきており、したがって後者の方法に頼らざるを得ない。

【0013】

又、高調波成分の受信感度を改善する方法として装置の送信音響出力を上げる方法が考えられるが、従来と同様な駆動方法において送信音響出力を増大する場合には、被検体に対する安全性を考慮して定められた超音波プローブの発熱規制や音響出力規制を遵守する 50

ことが困難となる。

【0014】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、発熱規制及び音響出力規制の範囲を逸脱することなくTHIにおける受信感度を向上させることにより、アーチファクトが低減され解像度に優れた超音波画像データの生成を可能とする超音波診断装置及び画像データ生成方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0015】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、被検体の複数方向に対して超音波の送受波を行なう超音波振動子を備えた超音波プローブと、前記超音波振動子を駆動して所定の中心周波数を有する超音波パルスを送信する駆動手段と、前記超音波振動子によって受信された受信信号の中から、前記超音波パルスに対する高調波成分を抽出する高調波成分抽出手段と、この高調波成分抽出手段によって抽出された前記高調波成分に基づいた第1の画像データを生成する第1の画像データ生成手段と、前記第1の画像データの生成を目的とした高音圧送信が所定時間連続して行われた場合に前記高音圧送信を停止し、前記高音圧送信が停止された後の所定の休止期間は前記高音圧送信を休止するように前記駆動手段を制御する音響出力制御手段を備え、前記音響出力制御手段は、前記超音波振動子から送信される音響出力及び前記超音波プローブの温度の少なくとも一方が所定値以下に保たれるように前記駆動手段を制御することを特徴としている。

10

【0016】

又、請求項12に係る本発明の画像データ生成方法は、高感度の画像データの生成を目的とした高音圧送信と、この高音圧送信の駆動電圧より小さな駆動電圧による低音圧送信と、超音波送信を停止したゼロ音圧送信を繰り返し行なう画像データ生成方法であって、前記高音圧送信及び前記低音圧送信における駆動電圧及び駆動期間の4つの音響出力パラメータを設定するステップと、前記4つの音響出力パラメータと予め設定された許容送信音響出力に基づいて前記ゼロ音圧送信の期間を算出するステップと、設定あるいは算出された前記高音圧送信及び前記低音圧送信における駆動電圧及び駆動期間と前記ゼロ音圧送信の期間に基づいて画像データを生成するステップを有することを特徴としている。

20

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、発熱規制及び音響出力規制の範囲を逸脱することなくTHIにおける受信感度を向上させることができるため、アーチファクトが低減され解像度に優れた超音波画像データの生成が可能となる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0019】

本実施例の特徴は、装置動作や撮影位置（画像データ生成位置）等のモニタリングを目的とした所定期間のBモード画像用低音圧送信、診断用画像データの生成を目的とした所定期間のTHI画像用高音圧送信、更には超音波の送信を休止する所定期間のゼロ音圧送信を繰り返すことによって、単位時間内の送信音響出力と超音波プローブにおける発熱を音響出力規制及び発熱規制の許容範囲内に抑えることにある。

40

【0020】

尚、本実施例におけるTHI画像データは、後述のように受信信号の高調波成分に対する包絡線検波によって生成されるものであり、本来はBモード画像データに属するが、以下では、高調波成分を用いて生成されるBモード画像データを「THI画像データ」と呼び、基本波成分を主成分として生成される従来のBモード画像データと区別する。

【0021】

（装置の構成）

50

本実施例における超音波診断装置全体の構成を図1のブロック図を用いて説明する。

【0022】

図1に示した本実施例の超音波診断装置100は、被検体に対して超音波パルス（送信超音波）を送信すると共に、超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する超音波プローブ1と、超音波プローブ1に対して駆動信号を供給すると共に、この超音波プローブ1から得られた受信信号に基づいて画像データを生成する超音波診断装置本体50を備えている。

【0023】

超音波プローブ1は、図示しない1次元に配列された複数個（M個）の超音波振動子を先端部分に有し、この先端部分を被検体に接触させて超音波の送受信を行なう。又、超音波プローブ1の超音波振動子の各々は、図示しないMチャンネルの多芯ケーブルを介して後述の超音波診断装置本体50における超音波送信部2及び超音波受信部3に接続されている。超音波振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス（駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、又受信時には超音波反射波（受信超音波）を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。

10

【0024】

この超音波プローブ1には、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、操作者は診断部位に応じて任意に選択することが可能であるが、本実施例では、M本の超音波振動子を備えたセクタ走査用の超音波プローブ1を用いた場合について述べる。

20

【0025】

一方、超音波診断装置本体50は、被検体の所定の方向に超音波パルスを放射するための駆動信号を生成する超音波送信部2と、被検体の所定方向からの超音波反射波を受信する超音波受信部3と、この受信信号から高調波成分を抽出する高調波成分抽出部4と、超音波受信部3あるいは高調波成分抽出部4から出力された受信信号あるいはこの受信信号の高調波成分に対してBモードデータ及びTHIデータを生成するための信号処理を行なう信号処理部5と、走査方向単位で得られるBモードデータ及びTHIデータを順次保存してBモード画像データ及びTHI画像データを生成すると共に、得られたこれらの画像データに対し必要に応じて所望の画像処理を行なう画像データ記憶・処理部6を備えている。

30

【0026】

又、超音波診断装置本体50は、前記超音波送信部2に対しBモード画像用低音圧送信、THI画像用高音圧送信及びゼロ音圧送信における駆動信号の振幅や駆動期間の設定あるいは更新を行ない、超音波プローブ1から放射される送信超音波の送信音響出力あるいは超音波プローブ1における発熱量を制御する音響出力制御部7と、駆動信号の振幅あるいは駆動期間の算出を行なう音響出力パラメータ演算部8を備えている。

【0027】

更に、超音波診断装置本体50は、画像データ記憶・処理部6にて生成されたBモード画像データ及びTHI画像データに対して走査変換やテレビフォーマット変換を行なって超音波画像データの表示を行なう画像表示部9と、操作者によるコマンド信号の入力や超音波送信条件の設定等が行なわれる入力部10と、超音波プローブ1の温度計測を行なう温度計測部11と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部12を備えている。

40

【0028】

次に、超音波診断装置本体50の超音波送信部2は、レートパルス発生器21と、送信遅延回路22と、駆動回路23を備えている。

【0029】

レートパルス発生器21は、被検体内に放射する超音波パルスの繰り返し周期（レート周期）を決定するレートパルスを生成して送信遅延回路22に供給する。送信遅延回路22は、送信に使用される超音波振動子と同数のMチャンネルの独立な遅延回路から構成さ

50

れ、超音波パルスを所定の深さに集束するための集束用遅延時間と、超音波パルスを所定の方向に送信するための偏向用遅延時間を上記レートパルスに与え、このレートパルスを駆動回路23に供給する。

【0030】

一方、駆動回路23は、送信遅延回路22と同数のMチャンネルの独立な駆動回路を有しており、超音波プローブ1に内蔵された超音波振動子を駆動し、被検体内に超音波を放射する。このMチャンネルの駆動回路23の各々は、パルスインバージョン法を行なうために正極性の駆動信号を発生する図示しない正極性駆動回路と負極性の駆動信号を発生する図示しない負極性駆動回路が対になって構成されており、負極性の駆動信号は正極性の駆動信号を反転させた波形特性となっている。

10

【0031】

次に、超音波受信部3は、Mチャンネルのプリアンプ31、A/D変換器32及びビームフォーマ33と、加算器34を備えている。プリアンプ31は、超音波振動子によって電気的な受信信号に変換された微小信号を増幅し、十分なS/Nを確保するように設計されており、このプリアンプ31において所定の大きさに増幅されたMチャンネルの受信信号は、A/D変換器32にてデジタル信号に変換され、ビームフォーマ33に送られる。

【0032】

ビームフォーマ33は、所定の深さからの超音波反射波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をA/D変換器32から出力されるMチャンネルの受信信号の各々に与え、加算器34は、これらビームフォーマ33からの受信信号を整相加算(所定の方向から得られた受信信号の位相を合わせて加算)する。

20

【0033】

次に、高調波成分抽出部4は、波形メモリ41と、加算器42と、フィルタ回路43を備えており、パルスインバージョン法において正極性の駆動信号及び負極性の駆動信号によって得られた所定方向からの2つの受信信号は、上記波形メモリ41に一旦保存された後、加算器42における加算により基本波成分が相殺されて高調波成分が抽出される。

【0034】

一方、フィルタ回路43は、臓器の動きや体動などが原因で、パルスインバージョン法では消去させることができなかった基本波成分を低減するフィルタであり、一般には、バンドパスフィルタ(BPF)、あるいはハイパスフィルタ(HPF)で構成される。

30

【0035】

次に、信号処理部5は、超音波受信部3の加算器34から直接供給される受信信号と高調波成分抽出部4のフィルタ回路43から供給される前記受信信号の高調波成分の選択を行なう選択回路51と、包絡線検波器52及び対数変換器53を備えており、Bモードデータ及びTHIデータを生成するための信号処理を行なう。

【0036】

即ち、選択回路51は、Bモード画像データ生成時には加算器34から供給される受信信号を選択し、THI画像データ生成時には高調波成分抽出部4のフィルタ回路43から供給される前記受信信号の高調波成分を選択する。そして、包絡線検波器52は、選択回路51において選択された受信信号あるいは受信信号の高調波成分に対して包絡線検波の演算を行ない、その包絡線を検出する。又、対数変換器53は、入力値を対数変換して出力するルックアップテーブルを備え、この対数変換器53において受信信号の振幅を対数変換して弱い信号を相対的に強調する。

40

【0037】

一般に、被検体内からの受信信号は、80dB以上の広いダイナミックレンジをもった振幅を有しており、これを30dB程度のダイナミックレンジを有する通常のテレビモニタに表示するには、弱い信号を強調する振幅圧縮が必要となる。

【0038】

そして、画像データ記憶・処理部6は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、信号処

50

理部 5 において生成された複数の超音波送受波方向における B モードデータ及び T H I データは前記記憶回路に順次保存されて B モード画像データ及び T H I 画像データが生成される。又、前記演算回路は、これらの画像データに対し必要に応じて輪郭強調等の画像処理を行ない、処理後の画像データを前記記憶回路に再び保存する。

【 0 0 3 9 】

一方、音響出力制御部 7 は、図示しない C P U、記憶回路、経過時間計測回路、駆動電圧設定回路を備え、前記 C P U は、超音波送信部 2 における駆動回路 2 3 に対して B モード画像データを生成する際の駆動電圧 V_L 及び駆動期間 t_L と T H I 画像データを生成する際の駆動電圧 V_H 及び駆動期間 t_H を設定し、更に、駆動を行なわない期間（以下では、ゼロ音圧送信期間と呼ぶ。） t_x の設定を行なう。

10

【 0 0 4 0 】

尚、上述の駆動電圧 V_L 及び V_H 、駆動期間 t_L 、 t_H 及び t_x の 5 つの音響出力パラメータのうち 4 つの音響出力パラメータは操作者によって入力部 1 0 より入力され、残りの音響出力パラメータは、入力された 4 つの音響出力パラメータに基づき後述する音響出力パラメータ演算部 8 によって算出される。

【 0 0 4 1 】

そして、音響出力制御部 7 の駆動電圧設定回路は、前記記憶回路に保存された駆動電圧 V_L 及び駆動電圧 V_H に基づいて駆動回路 2 3 の駆動電圧を制御し、同様にして前記経過時間計測回路は、前記記憶回路に保存された駆動期間 t_L 、駆動期間 t_H 及び期間 t_x に基づいて駆動期間の制御を行なう。

20

【 0 0 4 2 】

更に、音響出力制御部 7 の前記 C P U は、T H I 画像データの生成中に温度計測部 1 1 から供給される超音波プローブ 1 の温度情報に基づいて T H I 画像用高音圧送信の駆動期間 t_H を t_{Ha} ($t_{Ha} < t_H$) に更新する。

【 0 0 4 3 】

図 2 は、駆動回路 2 3 に対して設定された B モード画像用低音圧送信、T H I 画像用高音圧送信及びゼロ音圧送信における駆動電圧と駆動期間を模式的に示したものであり、先ず、時刻 t_1 乃至 t_2 の期間 t_0 において撮影位置を設定するための B モード画像用低音圧送信が行なわれた後、時刻 t_2 乃至 t_3 の期間 t_L 及び時刻 t_3 乃至 t_4 の期間 t_H において駆動電圧 V_L の B モード画像用低音圧送信及び駆動電圧 V_H の T H I 画像用高音圧送信が行なわれる。

30

【 0 0 4 4 】

次いで、時刻 t_4 乃至 t_5 の期間 t_x において駆動信号の供給が停止（即ち、ゼロ音圧送信）された後、時刻 t_5 乃至 t_6 の期間 t_L と t_6 乃至 t_7 の期間 t_H において駆動電圧 V_L の B モード画像用低音圧送信及び駆動電圧 V_H の T H I 画像用高音圧送信が行なわれ、同様にしてゼロ音圧送信、B モード画像用低音圧送信及び T H I 画像用高音圧送信が繰り返される。尚、従来の B モード法における駆動電圧を V_m とすれば、上述の駆動電圧 V_L 及び駆動電圧 V_H は、 $V_H > V_m > V_L$ の関係にある。

【 0 0 4 5 】

次に、音響出力パラメータ演算部 8 は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、入力部 1 0 から入力される 4 つの音響出力パラメータの値に基づいて残りの音響出力パラメータの値を算出する。この場合、前記演算回路は、後述の式（1）に基づいて予め作成され前記記憶回路に保存された音響出力パラメータ算出プログラムを起動し、このプログラムに 4 つの音響出力パラメータの値を入力して残りの音響出力パラメータを算出する。

40

【 0 0 4 6 】

尚、音響出力パラメータ演算部 8 にて算出される音響出力パラメータの値は、図 2 に示した一連の B モード画像用低音圧送信、T H I 画像用高音圧送信及びゼロ音圧送信における単位時間あたりの音響出力が音響出力規制の許容範囲内になるように算出される。

【 0 0 4 7 】

この場合、操作者は、上述の駆動電圧 V_L 及び V_H 、駆動期間 t_L 及び t_H の各値を入

50

力部 10 より入力し、音響出力パラメータ演算部 8 は、入力されたこれらの値と次式 (1) に基づいてゼロ音圧送信の駆動期間 τ_x を算出する方法が好適であるが、これに限定されない。

【数 1】

$$W = \frac{K \{ (V_L^2 \cdot \tau_L) + (V_H^2 \cdot \tau_H) \}}{\tau_L + \tau_H + \tau_x} \leq W_0 \approx K V_m^2 \quad (1)$$

【0048】

但し、上式 (1) における W は、本実施例における単位時間当たりの送信音響出力を、又、 W_0 は、音響出力規制において許容される単位時間当たりの送信音響出力を示しており、 K は比例定数である。そして、送信音響出力 W_0 は、従来の B モード法における単位時間当たりの送信音響出力 $K V_m^2$ に略等しい。

10

【0049】

図 1 に戻って、超音波診断装置本体 50 における画像表示部 9 は、表示用画像データ生成回路 91 と、変換回路 92 と、モニター 93 を備えており、画像データ記憶・処理部 6 において生成された B モード画像データや T H I 画像データは、表示用画像データ生成回路 91 において所定の表示形態に対応した走査変換等の処理が行なわれて表示用画像データが生成され、この表示用画像データは、変換回路 92 において D / A 変換とテレビフォーマット変換が行なわれモニター 93 に表示される。

20

【0050】

又、入力部 10 は、操作パネル上に液晶表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスを備え、操作者は、この入力部 10 より患者情報の入力、画像表示モードの選択、音響出力パラメータの入力、更には、B モード画像データ及び T H I 画像データの生成開始コマンド等の入力を行なう。

【0051】

一方、温度計測部 11 は、図示しないサーミスタと A / D 変換器を備え、サーミスタは超音波プローブ 1 の内部あるいは先端部に装着されている。そして、サーミスタによって計測された超音波プローブ 1 の温度情報は、前記 A / D 変換器にてデジタル信号に変換された後、システム制御部 12 を介して音響出力制御部 7 に供給される。

30

【0052】

システム制御部 12 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、超音波の送受波方向を順次更新させて所定断面における画像データを得るための制御を行なう。更に、入力部 10 からの指示信号に基づいて超音波送信部 2、超音波受信部 3、高調波成分抽出部 4、画像データ記憶・処理部 6、音響出力制御部 7、音響出力パラメータ演算部 8、画像表示部 9 の各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行なう。

【0053】

(画像データの生成手順)

次に、本実施例における B モード画像データ及び T H I 画像データの生成手順につき図 1 乃至図 8 を用いて説明する。尚、図 3 は上述の画像データの生成手順を示すフローチャートである。

40

【0054】

画像データの生成に先立って、超音波診断装置 100 の操作者は、入力部 10 において被検体情報を入力すると共に、セクタ走査法による B モード画像データの表示モードと T H I 画像データの表示モードを選択し、更に、この T H I 画像データの生成における高調波成分抽出法としてパルスインバージョン法の適用を選択する。次いで、操作者は、B モード画像データの生成を目的とした低音圧送信における駆動電圧 V_L 及び駆動期間 τ_L と、T H I 画像データの生成を目的とした高音圧送信における駆動電圧 V_H 及び駆動期間 τ_H を設定する (図 3 のステップ S1)。

【0055】

50

そして、上述の入力情報、選択情報及び設定条件は、システム制御部 12 の記憶回路に保存されると共に、低音圧送信及び高音圧送信における駆動電圧や駆動期間は音響出力制御部 7 の記憶回路に保存される。又、音響出力制御部 7 の記憶回路には、発熱規制によって定められた許容温度 θ_0 の値が予め保管されている。

【0056】

一方、音響出力パラメータ演算部 8 の記憶回路には、音響出力規制によって定められた単位時間当たりの許容送信音響出力 W_0 の値が予め保管されており、音響出力制御部 7 の記憶回路に保存されている低音圧送信の駆動電圧 V_L 及び駆動期間 T_L と高音圧送信における駆動電圧 V_H 及び駆動期間 T_H を読み出し、予め記憶回路に保存されている音響出力パラメータ算出プログラムに上述の音響出力パラメータの値や許容送信音響出力 W_0 を入力することによってゼロ音圧送信における期間 T_x を算出し、得られた期間 T_x の値を音響出力制御部 7 の記憶回路に保存する（図 3 のステップ S2）。このとき、上記記憶回路には、図 4 に示すように低音圧送信及び高音圧送信における駆動電圧及び駆動期間とゼロ音圧送信の期間が保存される。

10

【0057】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は入力部 10 にて画像データの生成開始コマンドを入力し、入力されたコマンド信号がシステム制御部 12 において受信されることにより、画像データの収集位置を最適化するための B モード画像データの生成と表示が行なわれる（図 3 のステップ S3）。

【0058】

低音圧送信による B モード画像データの生成に際して、レートパルス発生器 21 は、システム制御部 12 からの制御信号に従って被検体内に放射する超音波パルスの繰り返し周期（レート周期）を決定するレートパルスを送信遅延回路 22 に供給する。送信遅延回路 22 は、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を集束するための遅延時間と、最初の走査方向 θ_1 に超音波を放射するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスを送動回路 23 に供給する。

20

【0059】

次いで、駆動回路 23 は、供給されたレートパルスに基づいて生成した例えば正極性の駆動信号によって超音波プローブ 1 の超音波振動子を駆動し、被検体に中心周波数 f_0 の超音波パルスを送射する。

30

【0060】

被検体内に放射された超音波パルスの一部は、音響インピーダンスの異なる被検体の臓器境界面、あるいは組織にて反射する。この場合、反射された超音波は被検体組織の非線型特性により、例えば、中心周波数が $2f_0$ の超音波反射波が新たに発生する。即ち、被検体の組織にて反射して超音波プローブ 1 に戻る超音波反射波は、送信時と同じ中心周波数 f_0 の基本波成分と、中心周波数が $2f_0$ の高調波成分が混在したものとなる。

【0061】

被検体内にて反射された超音波反射波は、送信時と同じ超音波プローブ 1 によって受信されて電気的な受信信号に変換され、超音波受信部 3 のプリアンプ 31 にて所定の大きさに増幅された後、A/D 変換器 32 にてデジタル信号に変換される。更に、デジタル信号に変換された受信信号は、ビームフォーマ 33 にて、システム制御部 12 からの制御信号に基づいて所定の遅延時間が与えられた後、加算器 34 において加算合成されて信号処理部 5 に供給される。

40

【0062】

このとき、ビームフォーマ 33 では、所定の深さからの超音波反射波を集束するための遅延時間と、超音波反射波に対して走査方向 θ_1 に強い受信指向性をもたせるための遅延時間が、システム制御部 12 からの制御信号によって設定される。

【0063】

次に、信号処理部 5 の選択回路 51 は超音波受信部 3 の加算器 34 から供給される受信信号を選択し、包絡線検波器 52 及び対数変換器 53 は、上記受信信号に対して包絡線検

50

波と対数変換を行なってBモードデータを生成し画像データ記憶・処理部6の記憶回路に保存する。

【0064】

上述の手順にて、走査方向 1 におけるBモードデータの生成と保存が終了したならば、超音波の送受信方向を ずつ順次更新させながら $p = 1 + (p - 1)$ ($p = 2 \sim P$) に偏向し、同様の手順で超音波の送受信を行なう。このとき、システム制御部12は、その制御信号によって送信遅延回路22及びビームフォーマ33の遅延時間を超音波送受信方向に対応させて順次切り替えながら、Bモードデータを生成する。

【0065】

このようにして、走査方向 1 乃至 P に対して超音波によるセクタ走査が行なわれ、得られた走査方向単位のBモードデータが画像データ記憶・処理部6に順次保存されてBモード画像データが生成されたならば、画像表示部9の表示用画像データ生成部91は、画像データ記憶・処理部6の記憶回路から読み出したBモード画像データに対し走査変換等の処理を行なって表示用画像データを生成し、変換回路92は、表示用画像データに対しD/A変換とテレビフォーマット変換を行なってモニタ93に表示する(図3のステップS4)。

10

【0066】

そして、1 乃至 P の走査方向に対して超音波送受波を繰り返すことにより、画像表示部9のモニタ93では、低音圧送信によるBモード画像データのリアルタイム表示が行なわれ、操作者は、このBモード画像データをモニタリングすることによって装置動作の確認、被検体に対する撮影位置の最適化、更には、装置ゲインやダイナミックレンジの設定等を行なう。

20

【0067】

次いで、期間 0 の低音圧送信によるBモード画像データの観察によって上述のモニタリングが終了したならば、操作者は、入力部10にてTHI画像データの生成開始コマンドを入力する(図3のステップS5)。

【0068】

このコマンド信号を受信したシステム制御部12は、先ず、上述と同様の手順によって駆動電圧 V_L の低音圧送信を行ない、Bモード画像データを画像表示部9のモニタ93にリアルタイム表示する(図3のステップS6)。そして、低音圧送信の駆動期間 L におけるBモード画像データの生成と表示が終了したならば、音響出力制御部7は、THI画像データを生成するために駆動回路23の駆動電圧を高音圧送信の駆動電圧 V_H に更新する。

30

【0069】

高音圧送信によるTHI画像データの生成に際して、送信遅延回路22は、超音波ビームを所定の深さに集束するための遅延時間と、走査方向 1 に放射するための遅延時間をレートパルス発生器21から供給されるレートパルスに与え、このレートパルスを駆動回路23に供給する。

【0070】

次いで、駆動回路23は、このレートパルスのタイミングに従って正極性の駆動パルスを生成し、超音波プローブ1の超音波振動子を駆動して被検体に中心周波数 f_0 の超音波パルスを放射する。

40

【0071】

被検体内に放射された超音波パルスの一部は、音響インピーダンスの異なる被検体の臓器境界面、あるいは組織にて反射する。この場合、反射した超音波には、上述のBモード画像データの場合と同様にして被検体組織の非線型特性により、例えば中心周波数が $2f_0$ の高調波成分が新たに発生し、しかも、高音圧送信における高調波成分の発生は低音圧送信の場合より顕著である。この高調波成分の発生原因は、超音波パルスの被検体組織内における伝播速度が超音波の音圧に依存するためであり、この性質のために受信信号に波形歪が生じ、高調波成分が発生することが知られている。

50

【0072】

図5は、上述の高調波成分を説明するための図であり、図5(a)は、被検体内に放射された中心周波数が f_0 の超音波パルスの周波数スペクトラムを、又、図5(b)は、被検体内から得られた超音波反射波の周波数スペクトラムを示している。即ち、超音波反射波の周波数スペクトラムは、 f_0 を中心に分布する基本波成分と $2f_0$ を中心に分布する高調波成分を有し、一般に、高調波成分は、基本波成分に対して20dB以上小さい。

【0073】

ところで、超音波診断では、高分解能の画像を得るために広帯域の周波数スペクトルを有する超音波パルスを用いるため、超音波反射波の基本波成分及び高調波成分も広帯域となり、図5(b)に示すように基本波成分の高域部分と高調波成分の低域部分は周波数領域では分離されない場合が多い。このような場合の高調波成分の抽出方法として本実施例ではパルスインバージョン法を適用する。

10

【0074】

被検体内にて反射された超音波反射波は、超音波プローブ1にて電気的な受信信号に変換され、プリアンプ31及びA/D変換器32を介してデジタル信号に変換された後ビームフォーマ33及び加算器34によって整相加算される。このとき、ビームフォーマ33では、所定の深さからの超音波反射波を集束するための遅延時間と、超音波反射波に対して走査方向1の方向に強い受信指向性をもたせるための遅延時間が設定される。そして、超音波受信部3の加算器34から出力された整相加算後の受信信号は、高調波成分抽出部4の波形メモリ41に一旦保存される。

20

【0075】

次に、システム制御部12は、超音波送信部2に制御信号を送り、駆動回路23を正極性駆動回路から負極性駆動回路に切り換え、走査方向1に対し負極性の駆動パルスを用いて超音波の送受波を行なう。そして、超音波受信部3のビームフォーマ33及び加算器34にて整相加算された受信信号は、高調波成分抽出部4の波形メモリ41を介して加算器42に供給され、波形メモリ41に既に保存されている正極性の駆動信号によって得られた受信信号と加算合成される。

【0076】

図6は、パルスインバージョン法における基本波成分及び高調波成分の極性と、各成分の加算結果について示した図であり、図6(a)に示す受信信号の基本波成分は、正極性の駆動信号の場合(図6(a)-1)と負極性の駆動信号の場合(図6(a)-2)では極性が反転するため、両者を加算することによって相殺することができる(図6(a)-3)。

30

【0077】

一方、受信信号の高調波成分は、正極性の駆動パルスの場合(図6(b)-1)、及び負極性の駆動パルスの場合(図6(b)-2)において極性は変わらないため、これらを加算することによって振幅は2倍に増大する(図6(b)-3)。

【0078】

従って、正極性の駆動信号によって得られた受信信号と、負極性の駆動信号によって得られた受信信号を加算器42において加算合成することにより、図5(c)に示すように高調波成分が抽出され、この高調波成分はフィルタ回路43に送られる。

40

【0079】

次いで、高調波成分抽出部4のフィルタ回路43は、臓器の動きや体動などが原因で、パルスインバージョン法で消去できなかった基本波成分が上述の高調波成分に混在している場合には、この基本波成分を除去し、高調波成分のみを信号処理部5に供給する。

【0080】

そして、信号処理部5の選択回路51は、フィルタ回路43から供給される上述の高調波成分を選択し、包絡線検波器52、及び対数変換器53において包絡線検波と対数変換を行なってTHIデータを生成した後、画像データ記憶・処理部6に一旦保存する。

【0081】

50

上述の手順にて、走査方向 1 における T H I データの生成と保存が終了したならば、超音波の送受信方向を ずつ順次更新させながら $p = 1 + (p - 1)$ ($p = 2 \sim P$) に偏向し、同様な手順で超音波の送受信を行なう。このとき、システム制御部 1 2 は、その制御信号によって送信遅延回路 2 2 及びビームフォーマ 3 3 の遅延時間を超音波送受信方向に対応させて順次切り替えながら、T H I データを生成する。

【0082】

このようにして、走査方向 1 乃至 P に対して超音波によるセクタ走査を行ない、得られた走査方向単位の T H I データを画像データ記憶・処理部 6 の記憶回路に順次保存して T H I 画像データを生成したならば、画像表示部 9 の表示用画像データ生成部 9 1 は、前記 T H I 画像データを読み出して走査変換等の処理を行ない、変換回路 9 2 を介してモ

10

【0083】

以上述べた走査方向 1 乃至 P に対する超音波送受波を繰り返すことによって画像表示部 9 のモニター 9 3 には高音圧送信による T H I 画像データがリアルタイム表示され、操作者は、この T H I 画像データを用いて被検体に対する診断を行ない、必要に応じて図示しない記録装置に対して T H I 画像データの保存を行なう (図 3 のステップ S 7) 。

【0084】

このような T H I 画像データの生成と表示を予め設定された駆動期間 H の間行なったならば、超音波送受信が行なわれない所謂ゼロ音圧送信に移行する (図 3 のステップ S 8) 。但し、上述の高音圧送信の駆動期間 H において、温度計測部 1 1 によって計測された超音波プローブ 1 の温度 T が発熱規制における許容温度 T_0 に対して所定のマージンを考慮した規定温度 T_{0x} ($T_{0x} = T_0 - \Delta T$) を超えた場合には、音響出力制御部 7 が発信する高音圧送信停止信号に基づいて高音圧送信による T H I 画像データの生成を終了し、ゼロ音圧送信に移行する (図 3 のステップ S 9) 。

20

【0085】

図 7 は、例えば、図 2 の時刻 t_2 乃至 t_6 の低音圧送信、高音圧送信及びゼロ音圧送信において温度計測部 1 1 により計測される超音波プローブ 1 の温度変化曲線を模式的に示したものであり、超音波プローブ 1 の温度 T は、高音圧送信において上昇、ゼロ音圧送信において下降、又、低音圧送信において不変の場合について示している。

【0086】

即ち、図 7 に示した超音波プローブ 1 の温度変化曲線では、時刻 t_2 乃至 t_3 の低音圧送信時では所定の初期温度 T_1 が維持され、時刻 t_3 より開始された高音圧送信によって徐々に上昇する。このとき、実線の温度変化曲線で示すように、プローブ温度 T が初期設定された時刻 t_4 に至るまでに上記規定温度 T_{0x} に到達しない場合には、時刻 t_4 において高音圧送信を終了しゼロ音圧送信に移行する。

30

【0087】

一方、破線の温度変化曲線で示すように、プローブ温度 T が初期設定された時刻 t_4 に至る前の時刻 t_{4a} ($t_{4a} < t_4$) において規定温度 T_{0x} に到達した場合には、この時刻 t_{4a} において高音圧送信を終了しゼロ音圧送信を開始する。

【0088】

即ち、音響出力制御部 7 は、操作者によって設定された低音圧送信及び高音圧送信における駆動電圧 V_L 及び V_H と駆動期間 L 及び H と音響出力規制による単位時間当たりの許容送信音響出力に基づいてゼロ音圧送信の期間 X を算出し、更に、超音波プローブ 1 の温度 T と発熱規制に基づいた規定温度 T_{0x} との比較によって高音圧送信における駆動期間 H の更新を行なう。

40

【0089】

尚、上述のようにプローブ温度 T が時刻 t_{4a} において規定温度 T_{0x} に到達した場合におけるゼロ音圧送信の終了時刻は、図 7 に示すように時刻 t_{4a} から X_a 後の時刻 t_5 であってもよいが、時刻 t_{4a} から X 後であってもよい。

【0090】

50

上述の手順によってTHI画像データの生成と表示が終了しゼロ音圧送信が開始されたならば(図3のステップS10)、音響出力制御部7の図示しない経過時間計測回路は、ゼロ音圧送信の経過時間 y を計測し、更に、既に音響出力パラメータ演算部8にて算出あるいは更新されたゼロ音圧送信の期間 x あるいは x_a との減算によってTHI画像データの生成開始に対するコマンド入力待ち時間 z を算出する。そして、このコマンド入力待ち時間 z に関する情報は、システム制御部12を介して画像表示部9に供給されモニター93に表示される(図3のステップS11)。

【0091】

図8は、コマンド入力待ち時間の表示例を示したものであり、画像表示部9のモニター93には、画像データが表示される画像データ表示領域901とコマンド入力待ち時間情報が表示される入力待ち時間表示領域902が設定され、更に、上記入力待ち時間表示領域902には、経過時間表示欄903、待ち時間表示欄904及びコマンド入力許可通知欄905が設けられる。

10

【0092】

そして、ゼロ音圧送信の期間 x (あるいは x_a)に対するゼロ音圧送信の経過時間 y が経過時間表示欄903に、又、ゼロ音圧送信の期間 x (x_a)と経過時間 y の差によって得られるTHI画像データのためのコマンド入力待ち時間 z ($z = x$ (x_a) $-y$)が待ち時間表示欄904に表示され、更に、コマンド入力待ち時間 z が0秒以下となった時点で(図3のステップS12)、THI画像データの生成開始に対するコマンド入力許可されたことを示す入力許可情報がコマンド入力許可通知欄905に表示される(図3のステップS13)。

20

【0093】

この入力許可情報を観察した操作者は、入力部10にてTHI画像データの生成開始コマンドを再度入力し(図3のステップS5)、このコマンド信号を受信したシステム制御部12は音響出力制御部7を制御して上述と同様の手順により駆動電圧 V_L の低音圧送信を駆動期間 L の間行なう、そして、得られたモニタリング用のBモード画像データを画像表示部9にてリアルタイム表示する(図3のステップS6)。

【0094】

次いで、THI画像データを生成するために駆動回路23の駆動電圧を高音圧送信の駆動電圧 V_H に更新してTHI画像データの生成と保存を駆動期間 H の間、あるいは高音圧送信停止信号を発信されるまでの駆動期間 H_a の間行ない(図3のステップS7乃至S9)、次いで、ゼロ音圧送信を駆動期間 x (あるいは x_a)の間行なう(図3のステップS10乃至S12)。

30

【0095】

以上述べたように、ステップS5乃至ステップS13を繰り返し行なうことにより、モニタリングを目的とした低音圧送信のBモード画像データの生成と表示、高音圧送信による高感度THI画像データの生成と表示及び超音波プローブ1の発熱や音響出力を低減させるためのゼロ音圧送信を繰り返す。

【0096】

以上述べた本実施例によれば、高音圧送信によるTHI画像データの生成とゼロ音圧送信を繰り返すことによって音響出力規制に基づく許容送信音響出力を超えることなく高感度のTHI画像データを得ることが可能となる。

40

【0097】

更に、期間 H のTHI画像データの生成の各々に先行して期間 L の低音圧送信によるBモード画像データの生成と表示を行なっているため、撮影位置や装置動作の事前確認が可能となり、常に好適な条件でTHI画像データを生成することができる。

【0098】

又、予め設定された高音圧送信及び低音圧送信における駆動電圧及び駆動期間と前記許容送信音響出力に基づいてゼロ音圧送信の期間が算出されるため送信音響出力の制御が容易となる。

50

【0099】

更に、上述の超音波診断装置は超音波プローブの温度計測機能を有し、この温度計測値に基づいて前記高音圧送信における駆動期間の更新を行なうため、音響出力規制のみならず超音波プローブの発熱規制を遵守した状態で高感度かつ高解像度のTHI画像データの生成を行なうことができ装置の診断能が向上する。

【0100】

一方、上述の実施例では、ゼロ音圧送信における経過時間と前記駆動期間に基づいて算出されたTHI画像データの生成開始コマンドに対する入力待ち時間が表示部に表示されるため、操作者は、前記生成開始コマンドの入力タイミングを容易かつ正確に把握することができ、所望のタイミングで高解像度のTHI画像データを得ることができるため診断効率が大幅に向上する。

10

【0101】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例では、高音圧送信の各々に先行して期間 L の低音圧送信を設定したが、この低音圧送信は必ずしも必要ではない。例えば、図2の時刻 t_1 乃至 t_2 における低音圧送信において十分なモニタリングが可能であれば、前記高音圧送信の各々に先行した期間 L の低音圧送信は無くてもよい。この場合、予め設定された高音圧送信における駆動電圧 V_H 及び駆動期間 H と許容送信音響出力 W_0 に基づいてゼロ音圧送信における期間 X を算出し、次いで、温度計測部11による超音波プローブ1の温度情報に基づいて前記駆動期間 H の更新を行なう方法が好適である。

20

【0102】

又、上述のゼロ音圧送信を低音圧送信に置き換えることも可能である。即ち、予め設定された高音圧送信における駆動電圧 V_H 及び駆動期間 H と許容送信音響出力 W_0 に基づいて低音圧送信における期間 L を算出し、次いで、温度計測部11による超音波プローブ1の温度情報に基づいて前記駆動期間 H の更新を行なってもよい。

【0103】

一方、上述の実施例では、先ず、音響出力規制に基づいて高音圧送信及び低音圧送信における駆動電圧及び駆動期間とゼロ音圧送信の期間を設定し、次いで、超音波プローブ1の温度計測値に基づいて高音圧送信における駆動期間の変更を行なったが、特に、超音波プローブ1に対する発熱規制の遵守が重要な場合には、超音波プローブ1の温度計測値に基づいて高音圧送信及びゼロ音圧送信の期間、あるいは、低音圧送信、高音圧送信及びゼロ音圧送信の期間を設定してもよい。

30

【0104】

更に、上述の実施例では、THI画像データのためのコマンド入力待ち時間に関する情報を画像表示部9に表示する場合について示したが、入力部10の表示パネルであってもよく、又、コマンド入力許可通知は、例えば入力部10に備えたLED等の点滅であってもよく音声システムを用いた方法であってもよい。

【0105】

尚、上述の実施例における高音圧送信は、2倍高調波成分によるTHI画像データの生成を目的としたが、1.5倍や3倍以上の高調波成分を用いたTHI画像データの生成であってもよい。又、上述の実施例における超音波プローブ1では、超音波振動子を1次元に配列した超音波プローブについて述べたが2次元配列された超音波プローブであってもよい。

40

【図面の簡単な説明】

【0106】

【図1】本発明の実施例における超音波診断装置全体の構成を示すブロック図。

【図2】同実施例における低音圧送信、高音圧送信及びゼロ音圧送信における駆動電圧と駆動期間を模式的に示す図。

【図3】同実施例における画像データの生成手順を示すフローチャート。

50

【図4】同実施例の音響出力制御部に保存される低音圧送信及び高音圧送信の駆動電圧及び駆動期間とゼロ音圧送信の期間を示す図。

【図5】同実施例の高調波成分抽出部において得られる受信信号の高調波成分を説明するための図。

【図6】同実施例のパルスインバージョン法における基本波成分及び高調波成分の極性を示す図。

【図7】同実施例の温度計測部により計測される超音波プローブの温度変化曲線を模式的に示す図。

【図8】同実施例におけるコマンド入力待ち時間の表示例を示す図。

【符号の説明】

10

【0107】

1 ... 超音波プローブ

2 ... 超音波送信部

3 ... 超音波受信部

4 ... 高調波成分抽出部

5 ... 信号処理部

6 ... 画像データ記憶・処理部

7 ... 音響出力制御部

8 ... 音響出力パラメータ演算部

9 ... 画像表示部

20

10 ... 入力部

11 ... 温度計測部

12 ... システム制御部

21 ... レートパルス発生器

22 ... 送信遅延回路

23 ... 駆動回路

31 ... プリアンプ

32 ... A/D変換器

33 ... ビームフォーマ

34 ... 加算器

30

41 ... 波形メモリ

42 ... 加算器

43 ... フィルタ回路

51 ... 選択回路

52 ... 包絡線検波器

53 ... 対数変換器

91 ... 表示用画像データ生成回路

92 ... 変換回路

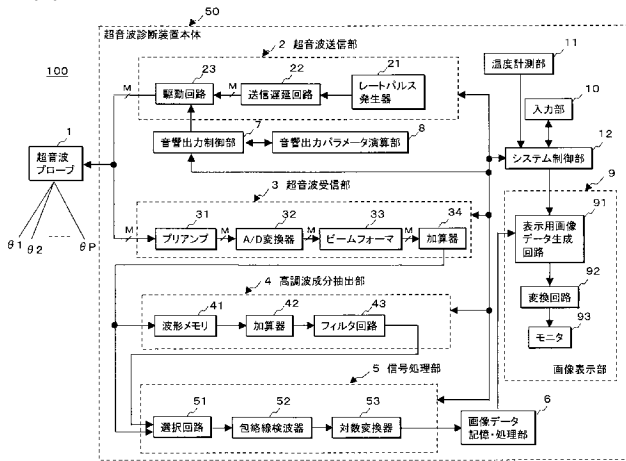
93 ... モニタ

50 ... 超音波診断装置本体

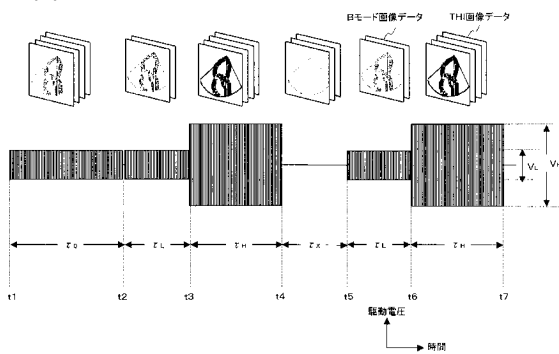
40

100 ... 超音波診断装置

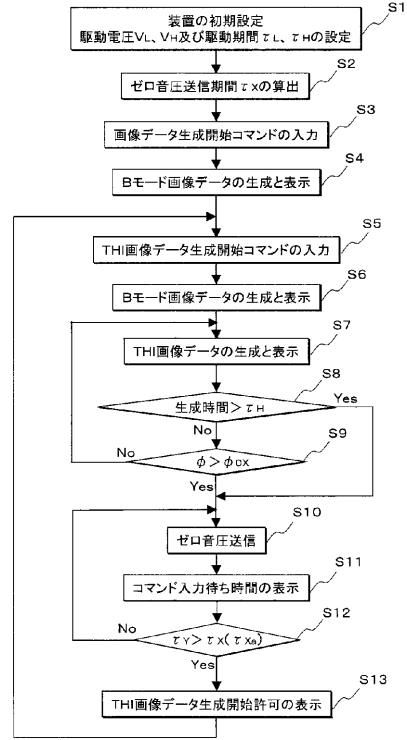
【図1】



【図2】



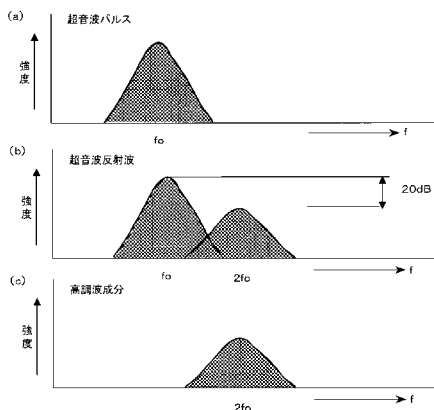
【図3】



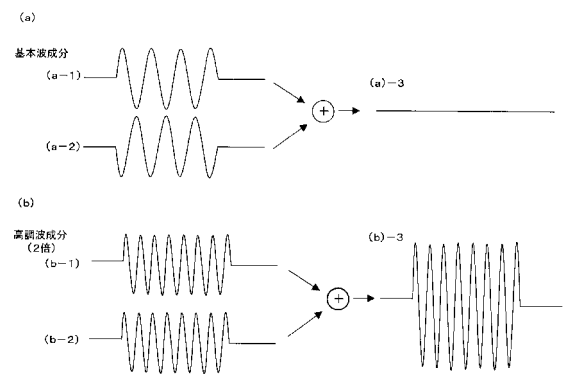
【図4】

	Bモード画像用 低音圧送信	THI画像用 高音圧送信	ゼロ音圧送信
駆動電圧	V_L	V_H	0
駆動期間	τ_L	τ_H	τ_x

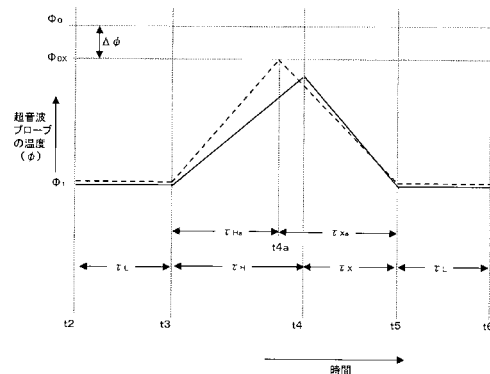
【図5】



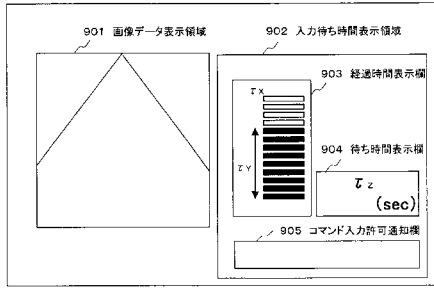
【図6】



【図7】



【 図 8 】



专利名称(译)	超声诊断设备和图像数据生成方法		
公开(公告)号	JP2006087745A	公开(公告)日	2006-04-06
申请号	JP2004278287	申请日	2004-09-24
[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	滝本雅夫		
发明人	滝本 雅夫		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/546 A61B8/14 G01S7/52023 G01S7/52026 G01S7/52038 G01S7/52063		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE09 4C601/DE13 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/EE06 4C601/EE15 4C601/EE19 4C601/EE20 4C601/EE22 4C601/HH05 4C601/JB22 4C601/JC10 4C601/KK12		
代理人(译)	堀口博		
其他公开文献	JP4607528B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：生成高度敏感的THI（组织谐波成像）图像数据，而不会偏离超声探头的发热调节或声音输出调节范围。 解决方案：最初由声学输出控制单元7设置用于监视图像的低声压传输中的驱动电压和驱动周期以及针对THI图像的高声压传输中的驱动电压和驱动周期，并且声学输出参数计算单元8如上所述进行操作。 零声压传输周期是基于驱动电压和驱动周期以及在声音输出调节中输出的允许传输声音来计算的。 接下来，声音输出控制单元7基于上述设定值和计算值来控制超声波发送单元2的驱动电路23，并且重复低声压发送，高声压发送和零声压发送。 另一方面，当基于热量产生规则，由温度测量单元11测量的超声探头1的温度测量值超过超声探头的指定温度时，声音输出控制单元7将高声压传送到驱动电路23。 它结束并且转移到零声压传输。 [选型图]图1

