

(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2017-189345

(P2017-189345A)

(43) 公開日 平成29年10月19日(2017.10.19)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2016-80101(P2016-80101)
(22) 出願日 平成28年4月13日(2016.4.13)

(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人YK I 国際特許事務所
(72) 発明者 川本 幸一郎
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
Fターム(参考) 4C601 DE10 GA18 GA21 JC21 KK25 LL04

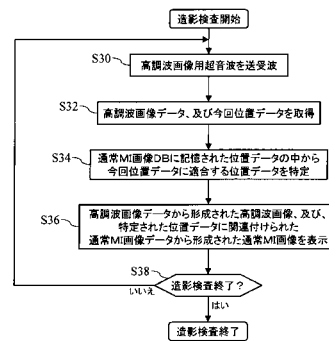
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】被検部位に対して超音波を送波して造影剤を振動させ、それにより生じた高調波信号に基づいて高調波画像を形成して表示する場合に、当該高調波画像に対応する好適なガイド画像としての超音波画像を表示する。

【解決手段】通常検査時において、通常M I 超音波の送受波によって得られた通常M I 画像データと、当該通常M I 画像データに対応する位置データとが関連付けられて通常M I 画像DB 3 8 に蓄積記憶される。造影検査時において、高調波画像用超音波の送受波によって得られた高調波画像データと、当該高調波画像データに対応する今回位置データが取得される。画像データ処理部 2 2 は、通常M I 画像DB 3 8 の中から今回位置データに合致する位置データを特定する。表示制御部 3 2 は、高調波画像データから形成された高調波画像と、特定された位置データに関連付けられた通常M I 画像データから形成された通常M I 画像を表示部 3 4 に表示させる。

【選択図】 図 4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検部位に対して超音波を送受波する超音波プローブと、
前記超音波プローブの位置及び姿勢を示す位置データを順次取得する位置データ取得手段と、

造影剤が送り込まれていない被検部位に対して、通常強度超音波を前記超音波プローブに送波させる第 1 送信制御手段と、

前記通常強度超音波の送受波により得られた通常強度画像データ列と、各通常強度画像データに対応し各通常強度画像データに関連付けられた複数の第 1 位置データからなる第 1 位置データ列とを記憶する記憶手段と、

前記造影剤が送り込まれた前記被検部位に対して、前記通常強度超音波よりも弱い強度であり前記造影剤を破壊しない程度の強度を有する低強度超音波を前記超音波プローブに送波させる第 2 送信制御手段と、

前記記憶手段に記憶された前記第 1 位置データ列の中から、前記低強度超音波の送受波により得られたビームデータの高調波成分に基づいて形成された高調波画像データに対応する第 2 位置データと合致する第 1 位置データを特定する特定手段と、

前記高調波画像データから形成された高調波画像と、特定された前記第 1 位置データに関連付けられた前記通常強度画像データから形成された通常強度画像とを表示する表示手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記特定手段が、前記記憶手段に記憶された前記第 1 位置データ列の中から、前記第 2 位置データと合致する前記第 1 位置データを特定できなかった場合に、前記表示手段は、前記高調波画像と、前記低強度超音波の送受波により得られたビームデータの基本波成分に基づいて形成された低強度画像データから形成された低強度画像を表示する、

ことを特徴とする、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【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し、特に、高調波画像を表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、備え付けられた超音波プローブにおいて被検体に対して超音波を送受波し、これにより得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成して表示する装置である。

【0003】

超音波診断装置の中には、被検体において反射した超音波（反射波）の高調波成分に基づいて高調波画像を形成する機能を有しているものがある。例えば、マイクロバブルなどの造影剤が送り込まれた被検部位に対して超音波を送波することで、造影剤を破壊あるいは振動させると、送信周波数成分とは異なる高調波成分（高調波信号）が発生する。そのため、当該被検部位からの反射波に含まれる高調波信号を画像化することで、造影剤の位置あるいは動きを好適に表した高調波画像を得ることができる。このような高調波画像によれば、例えば被検部位における血流、あるいは、がん細胞の有無などを好適に検出することができる。

【0004】

高調波画像は、造影剤の位置あるいは動きを好適に表すものの、反射波に含まれる高調波成分に基づいて形成された画像であるために、造影剤以外の部分（例えば被検部位の組織構造）を好適に表さないという特徴を有している。したがって、従来、当該被検部位の組織構造などを示す超音波画像（Bモード画像）であるガイド画像を高調波画像と共に表

10

20

30

40

50

示する技術が提案されている（例えば特許文献 1 及び 2）。

【0005】

また、特許文献 3 には、超音波プローブに磁気センサを設け、高調波画像を取得したときの超音波プローブの位置及び傾きを示すプローブ位置情報を取得し、高調波画像に対応するプローブ位置情報を予め取得された医用画像（MRI 画像や X 線 CT 画像）が有する座標系に変換することで当該高調波画像に対応する医用画像の断面を特定し、特定された医用画像の断面を当該高調波画像のガイド画像として表示させる技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2001-340340 号公報

【特許文献 2】特開 2004-159722 号公報

【特許文献 3】特開 2012-5511 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

近年、造影剤の破壊により被検部位に与える影響を低減させるため、あるいは造影剤を繰り返し被検部位に送る必要がないように、造影剤を破壊せずに振動させることによって、高調波画像形成のための高調波信号を得ている。この場合、被検部位への超音波の送波によって造影剤が破壊されることがないように、造影剤を破壊しない程度の低い強度の超音波を送受波することにより高調波画像が形成される。

【0008】

高調波画像のガイド画像として超音波画像を形成する場合、造影剤を破壊しないように、当該ガイド画像を形成するための超音波も高調波画像形成用の超音波と同等程度の低い強度の超音波とする必要がある。したがって、形成されたガイド画像の画質が十分でないという問題があった。

【0009】

本発明の目的は、被検部位に対して超音波を送波して造影剤を振動させ、それにより生じた高調波信号に基づいて高調波画像を形成して表示する場合に、当該高調波画像に対応する好適なガイド画像としての超音波画像を表示することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明に係る超音波診断装置は、被検部位に対して超音波を送受波する超音波プローブと、前記超音波プローブの位置及び姿勢を示す位置データを順次取得する位置データ取得手段と、造影剤が送り込まれていない被検部位に対して、通常強度超音波を前記超音波プローブに送波させる第 1 送信制御手段と、前記通常強度超音波の送受波により得られた通常強度画像データ列と、各通常強度画像データに対応し各通常強度画像データに関連付けられた複数の第 1 位置データからなる第 1 位置データ列とを記憶する記憶手段と、前記造影剤が送り込まれた前記被検部位に対して、前記通常強度超音波よりも弱い強度であり前記造影剤を破壊しない程度の強度を有する低強度超音波を前記超音波プローブに送波させる第 2 送信制御手段と、前記記憶手段に記憶された前記第 1 位置データ列の中から、前記低強度超音波の送受波により得られたビームデータの高調波成分に基づいて形成された高調波画像データに対応する第 2 位置データと合致する第 1 位置データを特定する特定手段と、前記高調波画像データから形成された高調波画像と、特定された前記第 1 位置データに関連付けられた前記通常強度画像データから形成された通常強度画像とを表示する表示手段と、を備えることを特徴とする。

【0011】

上記構成によれば、造影剤が送り込まれていない被検部位に対して超音波を送受波する場合、つまり通常検査時において、通常強度画像データと、当該通常強度画像データに対応する（つまり当該通常強度画像データを取得したときの超音波プローブの位置及び姿勢

10

20

30

40

50

を示す)第1位置データとが関連付けられて蓄積記憶される。また、造影剤が送り込まれた被検部位に対して超音波を送受波する場合、つまり造影検査時において、高調波画像データと、当該高調波画像データに対応する第2位置データとが取得される。そして、特定手段により、第2位置データに合致する第1位置データが特定される。これにより、高調波画像データと同じ位置及び姿勢の超音波プローブによって取得された通常強度画像データが特定される。高調波画像データと、特定された通常強度画像データは、同じ断層面(ビュー)を示すものであるから、当該通常強度画像データから形成された通常強度画像は、当該高調波画像データから形成された高調波画像のガイド画像となる。当該通常強度画像は、少なくとも低強度超音波よりも強度が強い通常強度超音波の送受波によって形成されているから、その画像が比較的鮮明であるため、好適なガイド画像となる。

10

【0012】

望ましくは、前記特定手段が、前記記憶手段に記憶された前記第1位置データ列の中から、前記第2位置データと合致する前記第1位置データを特定できなかった場合に、前記表示手段は、前記高調波画像データと、前記低強度超音波の送受波により得られたビームデータの基本波成分に基づいて形成された低強度画像データを表示する、ことを特徴とする。

【0013】

第2位置データに合致する第1位置データを特定できなかった場合には、高調波画像データに対応する通常画像データを特定することができない。したがって、高調波画像に対するガイド画像が突然消えてしまうことになる。当該構成によれば、ガイド画像が消えてしまうことを防止するために、造影検査中に取得された低強度画像データから形成された低強度画像を高調波画像のガイド画像として表示させる。つまり、この場合は従来の方式に一時的に戻して処理を行う。

20

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、被検部位に対して超音波を送波して造影剤を振動させ、それにより生じた高調波信号に基づいて高調波画像を形成して表示する場合に、当該高調波画像に対応する好適なガイド画像としての超音波画像を表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

30

【図1】本実施形態に係る超音波診断装置の構成概略図である。

【図2】通常MI画像DBの例を示す概念図である。

【図3】本実施形態に係る超音波診断装置の通常検査の処理の流れを示すフローチャートである。

【図4】本実施形態に係る超音波診断装置の造影検査の処理の流れを示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明の実施形態について説明する。

【0017】

40

<超音波診断装置の構成概略>

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置10の構成概略図である。超音波診断装置10は、一般に病院などの医療機関に設置され、被検部位に対する超音波診断を実行するための医療上の機器である。

【0018】

プローブ12は、被検部位に対して超音波の送受波を行う超音波プローブである。プローブ12は複数の振動子からなる振動子アレイを有している。振動子アレイに含まれる各振動子は、後述の送信部20からの各振動子に対応する複数の送信信号によって振動して超音波ビームを発生する。また、振動子アレイは被検部位からの反射波を受信し、当該反射波(音響信号)を電気信号である受信信号に変換して後述の受信部22へ出力する。

50

【0019】

磁場発生器14は、プローブ12の近傍に配置され、プローブ12を含む3次元空間内に3軸(x軸、y軸、z軸)磁場を発生する機能を有する。

【0020】

位置データ取得手段としての磁気センサ16は、プローブ12に設けられ、3次元空間内におけるプローブ12の位置及び姿勢を検出するものである。磁気センサ16は、磁場発生器14が発生させた磁場を検出することにより、各軸方向の位置及び各軸回りの回転を検出する。磁気センサ16からの検出信号は位置演算部18に出力される。

【0021】

位置演算部18は、磁気センサ16からの検出信号に基づいて、プローブ12の位置及び姿勢を示す位置データを演算するものである。具体的には、プローブ12の位置を示す情報として(x、y、z)座標を演算し、プローブ12の姿勢を示す情報として各軸周りの回転角を示す(x、y、z)を演算する。なお、本実施形態では、プローブ12の位置及び姿勢を示す位置データの取得方法として磁場発生器14及び磁気センサ16が用いられているが、当該位置データを取得する方法としては他の方法であってもよい。

【0022】

送信部20は、後述の制御部40の制御の下、プローブ12が有する複数の振動子を励振する複数の送信信号をプローブ12へ送ることによって、プローブ12において超音波を発生させる。このように、送信部20は送信ビームフォーマとしての機能を有している。

【0023】

受信部22は、被検部位からの反射波を受信した複数の振動子から得られる複数の受信信号を整相加算処理して、超音波ビームの走査方向に並ぶビームデータを形成する。ビームデータは、深度方向に並ぶ複数の反射波信号により構成される。各反射波信号は、各深度からの反射波の強度を示すものである。このように、受信部22は受信ビームフォーマの機能を備えている。受信部22により形成されたビームデータはフィルタ処理部24又は信号処理部26に出力される。

【0024】

フィルタ処理部24は、受信部22が形成したビームデータに含まれる高調波信号(高調波成分)を抽出する処理を行う。フィルタ処理部24は、高調波画像を形成する際に用いられる。フィルタ処理部24により処理されたビームデータは信号処理部26へ出力される。

【0025】

信号処理部26は、受信部22又はフィルタ処理部24からのビームデータに対して所定の信号処理を行うものである。例えば、信号処理部26は、ビームデータに対する対数圧縮処理あるいは包絡線検波処理などを行う。

【0026】

画像データ処理部28は、信号処理部26により処理された1フレーム分のビームデータ群である画像データと、位置演算部18が演算した当該画像データに対応する位置データとを関連付けて後述の記憶部36に記憶させる処理を行う。また、画像データ処理部28は、記憶部36に記憶された過去画像データ(つまり過去の検査時に形成された画像データ)に関連付けられた位置データと、今回の検査時に形成された画像データに対応する位置データとを照合し、今回画像データに対応する過去画像データを特定する処理などを行う。画像データ処理部28の処理内容の詳細については後述する。

【0027】

画像形成部30は、例えばDSC(Digital Scan Converter)などから構成される。画像形成部30は、信号処理部26により処理された1フレーム分のビームデータ群に基づいて、超音波画像を形成する。本実施形態では、画像形成部30は、各ビームデータが有する反射波信号の強度が輝度で表されたBモード画像を形成する。

【0028】

表示制御部32は、画像形成部30が形成した超音波画像を含む表示画像を表示部34

10

20

30

40

50

に表示させる処理を行う。表示制御部 32 は、画像形成部 30 が形成した複数の超音波画像を、並列表示あるいは重畳表示させることができる。

【0029】

表示手段としての表示部 34 は、例えば液晶ディスプレイを含んで構成され、表示制御部 32 からの制御により、表示画像を表示する。

【0030】

記憶手段としての記憶部 36 は、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory)、あるいはハードディスクを含んで構成され、超音波診断装置 10 の各部を動作させるためのプログラムなどが記憶される。なお、記憶部 36 に記憶される通常 MI 画像 DB 38 については後述する。

10

【0031】

制御部 40 は、例えばマイクロコンピュータを含んで構成され、記憶部 36 に記憶されたプログラムに従って、超音波診断装置 10 の各部を制御するものである。特に、制御部 40 は、送信部 20 からプローブ 12 に送信される送信信号のシーケンスを制御する。

【0032】

超音波診断装置 10 の構成概略としては以上の通りである。なお、図 1 に示す各構成要素のうち、位置演算部 18、送信部 20、受信部 22、フィルタ処理部 24、信号処理部 26、画像データ処理部 28、画像形成部 30、及び表示制御部 32 の各部は、例えばプロセッサなどのハードウェアを利用して実現することができる。また、プロセッサなどのハードウェアと、当該プロセッサを動作させるソフトウェアの協働により実現されてもよい。

20

【0033】

超音波診断装置 10 を用いて、マイクロバブルなどの造影剤が送り込まれていない被検部位に対して超音波が送受波されて超音波画像 (B モード画像) を形成する通常検査、及び、造影剤が送り込まれた被検部位に対して超音波を送受波し、造影剤の振動により生じた高調波信号に基づいて高調波画像 (B モード画像) を形成する造影検査を行うことができる。なお、造影検査を行う対象の被検部位としては、例えば肝臓や心臓などが挙げられる。

【0034】

超音波診断装置 10 の各部の処理内容は、通常検査時と造影検査時において異なるため、以下、それぞれの検査時における超音波診断装置 10 の各部の処理内容について説明する。

30

【0035】

< 通常検査時における各部の処理内容 >

送信部 20 は、被検部位の組織構造を好適に示す B モード画像を形成し得る程度の強度を有する通常 MI (Mechanical Index) 超音波 (通常強度超音波) を発生させるための通常 MI 送信信号をプローブ 12 に送信する。これにより、プローブ 12 から被検部位に対して通常 MI 超音波が送信される。つまり、送信部 20 は、第 1 送信制御手段として機能する。なお、通常 MI 送信信号は、B モード画像を形成するためのものであるから、パルス状であるのが好適である。また、超音波の強度は、例えば送信信号の振幅により調整可能である。また、MI とは、超音波の強度を示す 1 つの指標である。

40

【0036】

プローブ 12 は、被検部位に対して通常 MI 超音波を送受波しながら被検部位表面に沿って医師などのユーザによって移動させられる。これにより、被検部位に対する様々な断面 (ビュー) の画像データが取得される。

【0037】

通常検査時においては、高調波画像は形成しないため、受信部 22 は、形成したビームデータをフィルタ処理部 24 には出力せずに信号処理部 26 へ直接出力する。

【0038】

通常検査中において、磁気センサ 16 は継続してプローブ 12 の位置及び姿勢を検出し

50

続ける。そして、磁気センサ 16 からの検出信号に基づいて位置演算部 18 により演算された位置データが画像データ処理部 28 に継続して出力される。

【0039】

画像データ処理部 28 は、被検部位に対する通常 M I 超音波の送受波により得られた 1 フレーム分の (1 枚の B モード画像に対応する) ビームデータ群からなる通常 M I 画像データ (通常強度画像データ) と、当該通常 M I 画像データを取得したときのプローブ 12 の位置及び姿勢を示す位置データ (第 1 位置データ) とを関連付けて記憶部 36 に蓄積記憶させる。本実施形態では、通常 M I 画像データ列 (通常強度画像データ列) と、各通常 M I 画像データに対応する複数の位置データからなる位置データ列 (第 1 位置データ列) とは、通常 M I 画像 DB 38 として記憶部 36 に記憶される。

10

【0040】

図 2 に通常 M I 画像 DB 38 の内容を示す概念図が示されている。図 2 においては、通常 M I 画像 DB 38 がテーブル形式で示されている。上述の通り、通常 M I 画像 DB 38 においては、通常 M I 画像データ列 50 と位置データ列 52 とが関連付けられている。図 2 の例では、例えば、位置データ 52 a に通常 M I 画像データ 1 が関連付けられている。これは、プローブ 12 の位置が座標 (x_1 、 y_1 、 z_1) であり、プローブ 12 の姿勢 (回転角) が (x_1 、 y_1 、 z_1) であるときに通常 M I 画像データ 1 が取得されたことを示している。

【0041】

以上のようにして、通常検査においては、通常 M I 画像データが連続的に形成され、各通常 M I 画像データは、それを取得したときのプローブ 12 の位置及び姿勢を示す位置データと関連付けられて通常 M I 画像 DB 38 に蓄積記憶される。

20

【0042】

なお、通常検査時においては、通常 M I 画像データ及びそれに対応する位置データが通常 M I 画像 DB 38 に蓄積記憶されると共に、画像形成部 30 が通常 M I 画像データに基づいて B モード画像を形成し、表示制御部 32 が当該 B モード画像をリアルタイムに表示部 34 に表示させる。

【0043】

< 造影検査時における各部の処理 >

送信部 20 は、通常 M I 超音波よりも弱い強度であって、被検部位に送り込まれた造影剤を破壊しない程度の強度を有する低 M I 超音波 (低強度超音波) を発生させるための低 M I 送信信号をプローブ 12 に送信する。これにより、プローブ 12 から被検部位に対して低 M I 超音波が送信される。つまり、送信部 20 は、第 2 送信制御手段としても機能する。本実施形態では、低 M I 超音波として、造影剤を振動させ、それにより生じた高調波信号に基づいて高調波画像データを形成するための高調波画像用超音波が送波され、低 M I 送信信号として、高調波画像用超音波を送波するための高調波画像用送信信号がプローブ 12 に送信される。

30

【0044】

高調波画像の形成方法としては、種々の方法を採用し得る。例えば、P I (Pulse Inversion) 法、P M 法 (Power Modulation)、あるいは P M P I 法 (Power Modulation Pulse Inversion) を用いることができる。高調波画像用送信信号としては、各方式に応じた送信信号が用いられる。本実施形態では、P I 法を用いて高調波画像を形成する。そのため、高調波画像用送信信号は、位相が互いに反転した送信信号の組、すなわち正位相送信信号と逆位相送信信号の組から構成される。高調波画像用送信信号としては、高調波成分を含まないように正弦波状であるのが好適である。

40

【0045】

造影検査時においては、高調波画像を形成するため、受信部 22 は、形成したビームデータをフィルタ処理部 24 に出力する。

【0046】

フィルタ処理部 24 においては、正位相送信信号に対応する正位相ビームデータと、逆

50

位相送信信号に対応する逆位相ビームデータとを加算する処理を行う。そうすると、正位相ビームデータ及び逆位相送信ビームデータに含まれる基本波成分がキャンセルされ、両ビームデータに同位相で重畳された高調波（ハーモニクス）成分が抽出される。抽出された高調波成分は信号処理部 26 で処理され、画像データ処理部 28 へ送られる。

【0047】

造影検査中においても、磁気センサ 16 は継続してプローブ 12 の位置及び姿勢を検出し続ける。そして、磁気センサ 16 からの検出信号に基づいて位置演算部 18 により演算された位置データが画像データ処理部 28 に継続して出力される。

【0048】

画像データ処理部 28 は、高調波画像用超音波の送受波により得られ、フィルタ処理部 24 及び信号処理部 26 で処理された 1 フレーム分のビームデータ群をまとめて高調波画像データとして取得する。また、当該高調波画像データを取得したときのプローブ 12 の位置及び姿勢を示す位置データ（第 2 位置データ；以下「今回位置データ」と記載する）を取得する。

10

【0049】

そして、画像データ処理部 28 は、高調波画像データ及び今回位置データを取得すると、通常 M I 画像 DB 38 を参照し、今回位置データに合致する位置データを特定する。つまり、画像データ処理部 28 は特定手段としても機能する。例えば、今回位置データが（ x_1 、 y_1 、 z_1 、 x_1 、 y_1 、 z_1 ）であるとする、画像データ処理部 28 は、通常 M I 画像 DB 38（図 2 参照）を参照して、今回位置データに合致する位置データとして位置データ 52 a を特定する。

20

【0050】

表示制御部 32 は、高調波画像データに基づいて形成された高調波画像を表示部 34 に表示させると共に、画像データ処理部 28 が特定した位置データ（本例では位置データ 52 a）に関連付けられた通常 M I 画像データ（本例では「通常 M I 画像データ 1」）に基づいて形成された通常 M I 画像を表示部 34 に表示させる。高調波画像と通常 M I 画像との表示態様としては、並べて表示してもよいし、両画像を重ねて表示するようにしてもよい。

【0051】

このようにして表示部 34 に表示された高調波画像と通常 M I 画像は、プローブ 12 が同じ位置及び姿勢であるときに取得された画像データに基づいて形成されたものである。つまり、両画像は同じビューを示すことになる。したがって、当該通常 M I 画像は、当該高調波画像のガイド画像となり得る。通常 M I 画像データは、低 M I 超音波よりも強い強度である通常 M I 超音波の送受波により得られたものであるから、通常 M I 画像は、被検部位の組織構造がより鮮明に表された好適なガイド画像となる。

30

【0052】

これにより、造影検査時に通常 M I 超音波を送受波することなく、つまり造影剤を破壊することなく、高調波画像と、その好適な（高画質な）ガイド画像である通常 M I 画像とを表示部 34 に表示することが可能になる。

【0053】

ところで、例えば、造影検査時において、通常検査時に取得されなかったビューの高調波画像データが取得された場合など、画像データ処理部 28 が、今回位置データに合致する位置データを通常 M I 画像 DB 38 内において特定できない場合が考えられる。この場合、ガイド画像として表示する通常 M I 画像が特定できない。

40

【0054】

本実施形態では、上記のような場合に備え、造影検査時において、高調波画像と共に、基本波成分を含んだ B モード画像である基本波画像（低強度画像）を形成する。当該基本波画像は、様々な方法で形成することができる。例えば、P I 法により高調波画像が形成される場合は、受信部 22 は、正位相ビームデータ及び逆位相ビームデータをフィルタ処理部 24 に出力すると共に、当該正位相ビームデータ及び当該逆位相ビームデータのい

50

れか一方を直接信号処理部 26 へ送信する。そして、画像形成部 30 は、フィルタ処理部 24 を介さずに受けとった正位相ビームデータ及び逆位相ビームデータのいずれか一方に基づいて基本波画像を形成することができる。そして、表示制御部 32 は、高調波画像と、それに対応する基本波画像をガイド画像として表示部 34 に表示させる。

【0055】

また、送信部 20 が、高調波画像用送信信号と、基本波画像を形成するための基本波画像用送信信号とを繰り返しプローブ 12 に送信するようにしてもよい。例えば、正弦波状の正位相送信信号及び逆位相送信信号の組と、パルス状の基本波画像用送信信号を繰り返し送信するようにしてもよい。これにより、プローブ 12 から高調波画像用超音波と基本波画像用超音波が繰り返し送受波される。もちろん、基本波画像用超音波も造影剤を破壊しない程度の低い強度の超音波である。そして、画像形成部 30 は、高調波画像用超音波の送受波によって得られたビームデータ群に基づいて高調波画像を形成し、基本波画像用超音波の送受波によって得られたビームデータ群に基づいて基本波画像を形成する。そして、表示制御部 32 は、高調波画像と、当該高調波画像に対応する（当該高調波画像と時間的に近接あるいは隣接する）基本波画像をガイド画像として表示部 34 に表示させる。

10

【0056】

このようにして表示された当該基本波画像は、造影剤を破壊しない程度の低い強度の超音波の送受波により得られたものであるから、通常 MI 画像に比すれば画質は劣るものの、当該基本波画像を表示することで、少なくともガイド画像が突然消えてしまうことを防止することができる。

20

【0057】

< 超音波診断装置の処理の流れ >

以下、図 3 に示されたフローチャートに従って、通常検査時における超音波診断装置 10 の処理の流れを説明する。

【0058】

ステップ S10 において、送信部 20 は、通常 MI 送信信号をプローブ 12 へ送信し、プローブ 12 において通常 MI 超音波を送受波させる。

【0059】

ステップ S12 において、画像データ処理部 28 は、通常 MI 超音波の送受波により得られた 1 フレーム分のビームデータ群を通常 MI 画像データとして取得する。また、画像データ処理部 28 は、磁気センサ 16 からの検出信号に基づいて演算された、当該通常 MI 画像データを取得したときのプローブ 12 の位置及び姿勢を示す位置データを取得する。

30

【0060】

ステップ S14 において、画像データ処理部 28 は、ステップ S12 で取得した通常 MI 画像データと、位置データとを関連付けて通常 MI 画像 DB 38 に記憶させる。

【0061】

ステップ S16 において、制御部 40 は、ユーザから通常検査終了の指示を受けたか否かを判定する。通常検査が継続される場合は、再度ステップ S10 に戻る。つまり、通常検査中は、超音波診断装置 10 は、通常 MI 画像データ及び位置データの取得、及び通常 MI 画像 DB 38 への格納の処理を繰り返す。ステップ S16 において通常検査が終了したと判定した場合は処理を終了する。

40

【0062】

次に、図 4 に示されたフローチャートに従って、造影検査時における超音波診断装置 10 の処理の流れを説明する。

【0063】

ステップ S30 において、送信部 20 は、高調波画像用送信信号をプローブ 12 へ送信し、プローブ 12 において高調波画像用超音波を送受波させる。

【0064】

ステップ S32 において、画像データ処理部 28 は、高調波画像用超音波の送受波によ

50

り得られた1フレーム分のビームデータ群を高調波画像データとして取得する。また、画像データ処理部28は、磁気センサ16からの検出信号に基づいて演算された、当該高調波画像データを取得したときのプローブ12の位置及び姿勢を示す今回位置データを取得する。

【0065】

ステップS34において、画像データ処理部28は、通常MI画像DB38に蓄積された位置データ列52を検索し、今回位置データに合致する位置データを特定する。

【0066】

ステップS36において、画像形成部30は、高調波画像データから高調波画像を形成する。さらに、画像形成部30は、ステップS34で特定された位置データに関連付けられた通常MI画像データに基づいて通常MI画像を形成する。表示制御部32は、当該高調波画像及び当該通常MI画像とを表示部34に表示させる。

10

【0067】

ステップS38において、制御部40は、ユーザから造影検査終了の指示を受けたか否かを判定する。造影検査が継続される場合は、再度ステップS30に戻る。つまり、造影検査中は、超音波診断装置10は、高調波画像データの取得、今回位置データの取得、並びに、高調波画像とそれに対応する通常MI画像の表示処理を繰り返す。ステップS38において造影検査が終了したと判定した場合は処理を終了する。

【0068】

以上、本発明に係る実施形態を説明したが、本発明は上記実施形態に限られるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない限りにおいて種々の変更が可能である。

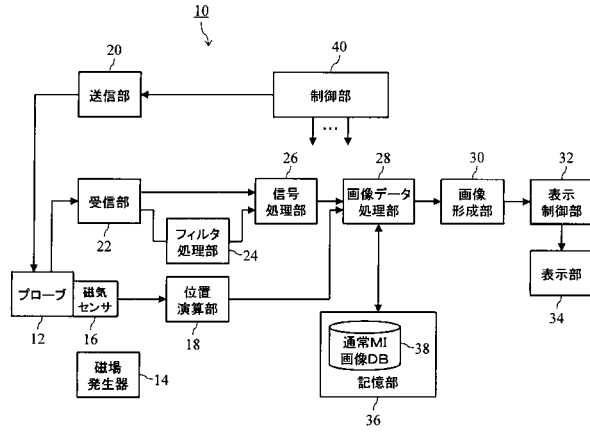
20

【符号の説明】

【0069】

10 超音波診断装置、12 プローブ、14 磁場発生器、16 磁気センサ、18 位置演算部、20 送信部、22 受信部、24 フィルタ処理部、26 信号処理部、28 画像データ処理部、30 画像形成部、32 表示制御部、34 表示部、36 記憶部、40 制御部。

【図1】



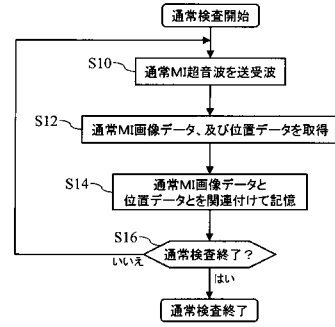
【図2】

38

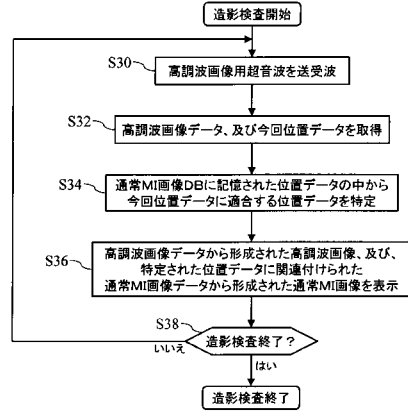
通常MI画像データ	位置データ ($x, y, z, \theta_x, \theta_y, \theta_z$)
通常MI画像データ1	($x_1, y_1, z_1, \theta_{x1}, \theta_{y1}, \theta_{z1}$) ← 52a
通常MI画像データ2	($x_2, y_2, z_2, \theta_{x2}, \theta_{y2}, \theta_{z2}$)
通常MI画像データ3	($x_3, y_3, z_3, \theta_{x3}, \theta_{y3}, \theta_{z3}$)
⋮	⋮

50

【図3】



【図4】



专利名称(译)	超声检查		
公开(公告)号	JP2017189345A	公开(公告)日	2017-10-19
申请号	JP2016080101	申请日	2016-04-13
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	川本幸一郎		
发明人	川本 幸一郎		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE10 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/JC21 4C601/KK25 4C601/LL04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，当超声波被传送到待检查部位以振动造影剂并且基于由此产生的谐波信号形成和显示谐波图像时，并且将超声图像显示为优选的引导图像。在一个正常的检查，是通过发送和接收普通MI超声波所获得的正常MI图像数据，累积并存储在对应于正常图像MI数据的位置数据与正常MI图像DB38相关联。在对比度检查时，获取通过发送和接收用于谐波图像的超声波和与谐波图像数据相对应的当前位置数据而获得的谐波图像数据。图像数据处理单元22指定与来自正常MI图像DB 38的当前位置数据匹配的位置数据。显示控制单元32使显示单元34显示由谐波图像数据形成的谐波图像和由与指定位置数据相关联的正常MI图像数据形成的正常MI图像。

