

(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2017-189344

(P2017-189344A)

(43) 公開日 平成29年10月19日(2017.10.19)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2016-80100 (P2016-80100)
 (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 EE11 JC21 KK25

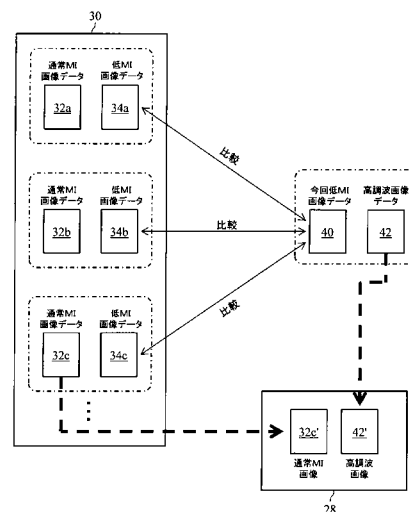
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(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を表示する。

【解決手段】通常検査時において、通常M I 画像データ 32 と、当該通常M I 画像データと時間的に近接する低M I 画像データ 34 とが関連付けられて記憶部 30 に蓄積記憶される。造影検査時において、今回低M I 画像データ 40 と、それに時間的に近接する高調波画像データ 42 との組が取得される。画像データ処理部 22 は、今回低M I 画像データ 40 に適合する低M I 画像データ 34 を特定する。表示制御部 26 は、高調波画像データ 42 から形成された高調波画像 42' と、特定された低M I 画像データ 34 に関連付けられた通常M I 画像データ 32 から形成された通常M I 画像を表示部 28 に表示させる。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

造影剤が送り込まれていない被検部位に対して、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と、前記低強度超音波よりも強い強度を有する通常強度超音波とを繰り返し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、前記低強度超音波の送受波により得られた第 1 低強度画像データ列を記憶する記憶手段であって、通常強度画像データと、当該通常強度画像データに時間的に近接する第 1 低強度画像データとを関連付けて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、前記低強度超音波と、前記造影剤を振動させ、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とを繰り返し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 低強度画像データ列の中から、前記造影剤が送り込まれた後における前記低強度超音波の送受波により得られた第 2 低強度画像データに適合する第 1 低強度画像データを特定する特定手段と、

前記高調波画像用超音波の送受波により得られた高調波画像データであって前記第 2 低強度画像データと時間的に近接する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 低強度画像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】

前記第 1 送信制御手段は、前記低強度超音波と前記通常強度超音波とを交互に送波させ、

前記記憶手段は、通常強度画像データと、当該通常強度画像データに時間的に隣接する第 1 低強度画像データとを関連付けて記憶し、

前記第 2 送信制御手段は、前記低強度超音波と前記高調波画像用超音波とを交互に送波させ、

前記表示手段は、前記第 2 低強度画像データと時間的に隣接する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 低強度画像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。

【請求項 3】

前記特定手段が、前記第 2 低強度画像データに適合する前記第 1 低強度画像データを特定できなかった場合に、前記表示手段は、前記第 2 低強度画像データから形成された低強度画像と、前記第 2 低強度画像データと時間的に近接する前記高調波画像データから形成された高調波画像とを表示する、

ことを特徴とする、請求項 1 又は 2 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

10

20

30

40

50

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示する技術が提案されている（例えば特許文献1及び2）。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2001-340340号公報

【特許文献2】特開2004-159722号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

20

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、高調波画像及びガイド画像が形成される。

【0007】

しかしながら、このような場合、送受波される超音波の強度が低いために、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。

【0008】

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を表示することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に係る超音波診断装置は、造影剤が送り込まれていない被検部位に対して、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と、前記低強度超音波よりも強い強度を有する通常強度超音波とを繰り返し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、前記低強度超音波の送受波により得られた第1低強度画像データ列を記憶する記憶手段であって、通常強度画像データと、当該通常強度画像データに時間的に近接する第1低強度画像データとを関連付けて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、前記低強度超音波と、前記造影剤を振動させ、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とを繰り返し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低強度画像データ列の中から、前記造影剤が送り込まれた後における前記低強度超音波の送受波により得られた第2低強度画像データに適合する第1低強度画像データを特定する特定手段と、前記高調波画像用超音波の送受波により得られた高調波画像データであって前記第2低強度画像データと時間的に近接する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低強度画像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。

40

50

【0010】

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時間的に近接する、つまり取得時間が近い第1低強度画像データとが関連付けられて蓄積記憶される。関連付けられた両データは、取得時間が近接しているから、同等の断層面（ビュー）を示すことになる。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、第1低強度画像データを取得したときと同じ低強度超音波の送受波によって得られた第2低強度画像データと、当該第2低強度画像データと時間的に近接する高調波画像データの組が取得される。当該第2低強度画像データと当該高調波画像データも同等のビューを示すものとなる。

10

【0011】

さらに、第2低強度画像データに適合する第1低強度画像データが特定される。第2低強度画像データに適合する第1低強度画像データとは、第2低強度画像データとの類似度が所定値以上の第1低強度画像データを意味する。第2低強度画像データに適合する第1低強度画像データが特定されたことで、高調波画像データと同等のビューを示す通常強度画像データが特定されたことになる。したがって、特定された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、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。

【0012】

20

なお、超音波の送受波条件が異なると、それにより得られる画像データがかなり異なるため、上記構成においては、通常検査時において本来不要である第1低強度画像データを取得し、造影検査時においても第2低強度画像データを取得し、両低強度画像データの適合を判定することで高調波画像データに対応する通常強度画像データを特定している。

【0013】

望ましくは、前記第1送信制御手段は、前記低強度超音波と前記通常強度超音波とを交互に送波させ、前記記憶手段は、通常強度画像データと、当該通常強度画像データに時間的に隣接する第1低強度画像データとを関連付けて記憶し、前記第2送信制御手段は、前記低強度超音波と前記高調波画像用超音波とを交互に送波させ、前記表示手段は、前記第2低強度画像データと時間的に隣接する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低強度画像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を表示する、ことを特徴とする。

30

【0014】

望ましくは、前記特定手段が、前記第2低強度画像データに適合する前記第1低強度画像データを特定できなかった場合に、前記表示手段は、前記第2低強度画像データから形成された低強度画像と、前記第2低強度画像データと時間的に近接する前記高調波画像データから形成された高調波画像とを表示する、ことを特徴とする。

【0015】

第2低強度画像データに適合する第1低強度画像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、第2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。

40

【発明の効果】

【0016】

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を表示することができる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 1 7 】

【 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 】 表示される通常 M I 画像データが特定される様子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 】

【 0 0 1 8 】

以下、本発明の実施形態について説明する。

10

【 0 0 1 9 】

< 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 1 0 の構成概略図である。超音波診断装置 1 0 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。

【 0 0 2 0 】

プローブ 1 2 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 1 2 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 1 4 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 1 6 へ出力する。

20

【 0 0 2 1 】

送信部 1 4 は、後述の制御部 3 6 の制御の下、プローブ 1 2 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 1 2 へ送ることで、プローブ 1 2 において超音波を発生させる。このように、送信部 1 4 は送信ビームフォーマとしての機能を有している。

【 0 0 2 2 】

受信部 1 6 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 1 6 は受信ビームフォーマの機能を備えている。受信部 1 6 により形成されたビームデータはフィルタ処理部 1 8 又は信号処理部 2 0 に出力される。

30

【 0 0 2 3 】

フィルタ処理部 1 8 は、受信部 1 6 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 1 8 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 1 8 により処理されたビームデータは信号処理部 2 0 へ出力される。

【 0 0 2 4 】

信号処理部 2 0 は、受信部 1 6 又はフィルタ処理部 1 8 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 2 0 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。

40

【 0 0 2 5 】

画像データ処理部 2 2 は、信号処理部 2 0 により処理された 1 フレーム分のビームデータ群を画像データとして後述の記憶部 3 0 に記憶させる処理を行う。また、画像データ処理部 2 2 は、記憶部 3 0 に記憶された画像データ（つまり過去の検査時に形成された画像データ）と、今回の検査時に形成された画像データとの比較処理などを行う。画像データ処理部 2 2 の処理内容の詳細については後述する。

【 0 0 2 6 】

画像形成部 2 4 は、例えば D S C（Digital Scan Converter）などから構成される。画像形成部 2 4 は、信号処理部 2 0 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

50

いて、超音波画像を形成する。本実施形態では、画像形成部 24 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。

【0027】

表示制御部 26 は、画像形成部 24 が形成した超音波画像を含む表示画像を表示部 28 に表示させる処理を行う。表示制御部 26 は、画像形成部 24 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。

【0028】

表示手段としての表示部 28 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 26 からの制御により、表示画像を表示する。

【0029】

記憶手段としての記憶部 30 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 30 に記憶される通常 M I 画像データ 32 及び低 M I 画像データ 34 については後述する。

【0030】

制御部 36 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 30 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 36 は、送信部 14 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。

【0031】

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、送信部 14、受信部 16、フィルタ処理部 18、信号処理部 20、画像データ処理部 22、画像形成部 24、及び表示制御部 26 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。

【0032】

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。

【0033】

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。

【0034】

< 通常検査時における各部の処理内容 >

送信部 14 は、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 (Mechanical Index) 超音波 (低強度超音波) を発生させるための低 M I 送信信号と、低 M I 超音波よりも強い強度であって、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 M I 超音波 (通常強度超音波) を発生させるための通常 M I 送信信号とを繰り返しプローブ 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 超音波と通常 M I 超音波とが繰り返し送信される。つまり、送信部 14 は、第 1 送信制御手段として機能する。なお、低 M I 送信信号及び通常 M I 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。つまり、低 M I 送信信号は通常 M I 送信信号よりもその振幅が小さくなる。また、M I とは、超音波の強度を示す 1 つの指標である。

【0035】

本実施形態では、送信部 14 は、1 フレーム分の (1 枚の B モード画像に対応する) ビ

10

20

30

40

50

ームデータ群を得るために必要な通常M I 送信信号群と、1 フレーム分のビームデータを得るために必要な低M I 送信信号群とを交互に送信する。これにより、通常M I 画像データと低M I 画像データが交互に形成される。

【0036】

プローブ12は、被検部位に対して低M I 超音波と通常M I 超音波とを繰り返し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層面（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16は、形成したビームデータをフィルタ処理部18には出力せずに信号処理部20へ直接出力する。

10

【0038】

画像データ処理部22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 フレーム分のビームデータ群を通常M I 画像データ32（通常強度画像データ）として記憶部30に記憶させる。また、被検部位に対する低M I 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低M I 画像データ34（第1低強度画像データ）として記憶部30に記憶させる。画像データ処理部22は、信号処理部20から順次送られてくるビームデータに基づいて、複数の通常M I 画像データ32（通常強度画像データ列）及び複数の低M I 画像データ34（第1低強度画像データ列）を記憶部30に記憶させる。

【0039】

ここで、画像データ処理部22は、通常M I 画像データ32と、当該通常M I 画像データ32と時間的に近接する（すなわち取得時間が近い）低M I 画像データ34とを関連付けて記憶部30に記憶させる。本実施形態では、通常M I 画像データ32と低M I 画像データ34とが交互に形成されるから、通常M I 画像データ32と、当該通常M I 画像データ32に時間的に隣接する（すなわち当該通常M I 画像データ32の直前又は直後に形成された）低M I 画像データ34が関連付けられる。関連付けられた画像データは、取得時間が近接しているから、同等のビューで取得されたものとなる。また、被検部位が心臓である場合など、被検部位が拍動する場合は、関連付けられた画像データは、同等のビュー、且つ、同等の時相で取得されたものとなる。

20

【0040】

本実施形態では、通常M I 画像データ32と低M I 画像データ34に同じ識別信号（インデックス）を付すことで、両画像データを関連付ける。もちろん、関連付けの方法としては、その他の方法を採用し得る。

30

【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32と低M I 画像データ34とが連続的に形成され、複数の通常M I 画像データ32と複数の低M I 画像データ34がそれぞれ関連付けられて記憶部30に蓄積記憶される。

【0042】

なお、通常検査時においては、通常M I 画像データ32及び低M I 画像データ34が蓄積記憶されると共に、画像形成部24が通常M I 画像データ32に基づいてBモード画像を形成し、表示制御部26が当該Bモード画像をリアルタイムに表示部28に表示させる。

40

【0043】

< 造影検査時における各部の処理 >

送信部14は、通常検査時と同じ低M I 送信信号と、高調波画像用超音波を発生させるための高調波画像用送信信号とを繰り返しプローブ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 超音波と高調波画像用超音波とが繰り返し送信される。つまり、送信部14は、第2送信制御手段としても機能する。ここで、高調波画像用超音波とは、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超音波である。もちろん、高調波画像用超音波の強度は、造影剤を破壊しない程度の強度である。

50

【 0 0 4 4 】

本実施形態では、送信部 1 4 は、1 フレーム分のビームデータ群を得るために必要な低 M I 送信信号群と、1 フレーム分のビームデータを得るために必要な高調波画像用送信信号群とを交互に送信する。これにより、低 M I 画像データと高調波画像データが交互に形成される。

【 0 0 4 5 】

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。

10

【 0 0 4 6 】

受信部 1 6 は、低 M I 超音波の送受波により得られたビームデータについては、フィルタ処理部 1 8 には出力せずに信号処理部 2 0 へ直接出力し、高調波画像用超音波の送受波により得られたビームデータについては、フィルタ処理部 1 8 へ出力する。

【 0 0 4 7 】

フィルタ処理部 1 8 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 2 6 で処理され、画像データ処理部 2 8 へ送られる。

20

【 0 0 4 8 】

画像データ処理部 2 2 は、造影検査時における低 M I 超音波の送受波により得られた低 M I 画像データ (第 2 低強度画像データ; 以下「今回低 M I 画像データ」と記載する) と、高調波画像用超音波の送受波により得られ、今回低 M I 画像データに時間的に近接する高調波画像データとの組を取得する。

【 0 0 4 9 】

そして、画像データ処理部 2 2 は、当該組を取得すると、通常検査時に得られ記憶部 3 0 に蓄積記憶された複数の低 M I 画像データ 3 4 の中から、今回低 M I 画像データに適合する低 M I 画像データ 3 4 を特定する。つまり、画像データ処理部 2 2 は特定手段としても機能する。

30

【 0 0 5 0 】

以下、図 2 を併せて参照して、造影検査時における画像データ処理部 2 2 及び表示制御部 2 6 の処理内容について説明する。図 2 には、記憶部 3 0 に記憶された複数の通常 M I 画像データ 3 2 (3 2 a ~ 3 2 c) 及び低 M I 画像データ 3 4 (3 4 a ~ 3 4 c)、並びに、造影検査時に取得された今回低 M I 画像データ 4 0 と、今回低 M I 画像データ 4 0 と時間的に近接する高調波画像データ 4 2 との組が示されている。本実施形態では、今回低 M I 画像データ 4 0 と高調波画像データ 4 2 とが交互に形成されるから、今回低 M I 画像データ 4 0 と、今回低 M I 画像データ 4 0 に時間的に隣接するものである。今回低 M I 画像データ 4 0 と高調波画像データ 4 2 は、取得時間が近接しているから、同等のビューで取得されたものとなる。また、被検部位が心臓である場合など、被検部位が拍動する場合は、今回低 M I 画像データ 4 0 と高調波画像データ 4 2 は、同等のビュー、且つ、同等の時相で取得されたものとなる。

40

【 0 0 5 1 】

図 2 においては、通常 M I 画像データ 3 2 a と低 M I 画像データ 3 4 a が関連付けられ、同様に、通常 M I 画像データ 3 2 b と低 M I 画像データ 3 4 b、通常 M I 画像データ 3 2 c と低 M I 画像データ 3 4 c が関連付けられている。

【 0 0 5 2 】

50

今回低 M I 画像データ 4 0 に適合する低 M I 画像データ 3 4 とは、今回低 M I 画像データ 4 0 との類似度が所定値以上である低 M I 画像データ 3 4 を意味する。今回低 M I 画像データ 4 0 に適合する低 M I 画像データ 3 4 の特定は、両画像データに対して画像解析処理を施すことによって行う。具体的には、画像解析処理によって、今回低 M I 画像データ 4 0 と各低 M I 画像データ 3 4 とを比較し、つまり類似度を演算し、当該類似度に基づいて今回低 M I 画像データ 4 0 に適合する低 M I 画像データ 3 4 を特定する。例えば、複数の低 M I 画像データ 3 4 のうち、今回低 M I 画像データ 4 0 との類似度が最も高かった低 M I 画像データ 3 4 を、今回低 M I 画像データ 4 0 に適合する低 M I 画像データ 3 4 として特定する。

【 0 0 5 3 】

通常検査時に得られた低 M I 画像データ 3 4 は、被検部位に造影剤が送り込まれていない状態で取得されたものであり、今回低 M I 画像データ 4 0 は、被検部位に造影剤が送り込まれた状態で取得されたものである。したがって、両画像データの類似度の演算は、今回低 M I 画像データ 4 0 に含まれ得る造影剤の影響を排除しつつ行う必要がある。そこで、本実施形態においては、造影剤の影響を受け難い特徴点（特徴部分）を両画像データから抽出し、当該特徴点に基づいて今回低 M I 画像データ 4 0 と低 M I 画像データ 3 4 との類似度の演算を行う。

【 0 0 5 4 】

本実施形態では、造影剤の影響を受け難い特徴点として、筋肉層や血管壁、あるいは被検部位が肝臓である場合には横隔膜などを抽出する。両画像データに対して高輝度部分を抽出する画像解析処理を行い、高輝度部分が一定の長さ以上連なる場合に、当該高輝度部分を筋肉層、血管壁、あるいは横隔膜とみなす。あるいは、両画像データにおいて被検体組織の実質部分が抽出されるならば、当該実質部分の輝度値との差が大きい部分を筋肉層、血管壁、あるいは横隔膜として抽出してもよい。

【 0 0 5 5 】

また、両画像データを全体的に比較する処理を行い、複数の低 M I 画像データ 3 4 から適合候補となる幾つかの低 M I 画像データ 3 4 を絞り、今回低 M I 画像データ 4 0 と適合候補の低 M I 画像データ 3 4 との間において上記類似度を演算する処理を行うようにしてもよい。両画像データを全体的に比較する処理としては、例えば、両画像データの対応する座標間において、輝度値の差（輝度差）を求める処理を行うことができる。当該処理により求められた複数の輝度差の合計あるいは平均値などが所定値以下である低 M I 画像データ 3 4 を適合候補として選択する。当該方法によれば、今回低 M I 画像データ 4 0 に適合する低 M I 画像データ 3 4 を特定する処理に要する時間を短縮することができる。

【 0 0 5 6 】

表示制御部 2 6 は、高調波画像データ 4 2 に基づいて形成された高調波画像 4 2 ' を表示部 2 8 に表示させる。それと共に、画像データ処理部 2 2 が特定した低 M I 画像データ 3 4 と関連付けられた通常 M I 画像データ 3 2 に基づいて形成された通常 M I 画像を表示部 2 8 に表示させる。例えば、図 2 に示す通り、今回低 M I 画像データ 4 0 に適合する低 M I 画像データ 3 4 として低 M I 画像データ 3 4 c が特定された場合、表示制御部 2 6 は、低 M I 画像データ 3 4 c に関連付けられた通常 M I 画像データ 3 2 c に基づいて形成された通常 M I 画像 3 2 c ' を表示部 2 8 に表示させる。高調波画像 4 2 ' と通常 M I 画像 3 2 c ' 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。

【 0 0 5 7 】

今回低 M I 画像データ 4 0 と高調波画像データ 4 2 の取得時間が近接しているから、両画像データは同じビューを示すものである。また、通常 M I 画像データ 3 2 c と、それに関連付けられた低 M I 画像データ 3 4 c も、その取得時間が近接しているから、両画像データは同じビューを示すものである。さらに、今回低 M I 画像データ 4 0 と低 M I 画像データ 3 4 c も、同じビューを示すものである。したがって、高調波画像データ 4 2 と、通常 M I 画像データ 3 2 c とは同じビューを示すものとなるから、通常 M I 画像 3 2 c ' は

10

20

30

40

50

、高調波画像 4 2 ' のガイド画像となり得る。通常 M I 画像データ 3 2 c 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 3 2 c ' は、造影剤検査が行われた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。

【 0 0 5 8 】

超音波の送受波条件が異なると、それにより得られる画像データがかなり異なることになる。したがって、異なる超音波の送受波条件により得られた画像データ同士の比較は困難である。このことに鑑み、本実施形態では、通常検査時において、本来不要である低 M I 画像データ 3 4 を取得しておき、通常 M I 画像データ 3 2 と関連付けて蓄積記憶しておく。そして、造影検査時においても、通常検査時に低 M I 画像データ 3 4 を取得したときと同じ送受波条件にて今回低 M I 画像データ 4 0 を取得する。低 M I 画像データ 3 4 及び今回低 M I 画像データ 4 0 を用いることで、高調波画像データ 4 2 に対応する通常 M I 画像データ 3 2 を特定することを可能にしている。

10

【 0 0 5 9 】

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 4 2 ' 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 2 8 に表示することが可能になる。

【 0 0 6 0 】

ところで、例えば、通常検査時に取得されなかったビューの今回低 M I 画像データ 4 0 が取得された場合など、画像データ処理部 2 2 が、今回低 M I 画像データ 4 0 に適合する低 M I 画像データ 3 4 を記憶部 3 0 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 3 2 が特定できない。したがって、このような場合、表示制御部 2 6 は、高調波画像 4 2 ' のガイド画像として、今回低 M I 画像データ 4 0 に基づいて形成された今回低 M I 画像を表示させる。当該今回低 M I 画像は、低 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 画像に比すれば画質は劣るものの、当該今回低 M I 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

【 0 0 6 1 】

< 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 1 0 の処理の流れを説明する。

30

【 0 0 6 2 】

ステップ S 1 0 において、送信部 1 4 は、通常 M I 送信信号をプローブ 1 2 へ送信し、プローブ 1 2 において通常 M I 超音波を送受波させる。

【 0 0 6 3 】

ステップ S 1 2 において、画像データ処理部 2 2 は、通常 M I 超音波の送受波により得られた 1 フレーム分のビームデータ群を通常 M I 画像データ 3 2 として記憶部 3 0 に記憶させる。

【 0 0 6 4 】

ステップ S 1 4 において、送信部 1 4 は、低 M I 送信信号をプローブ 1 2 へ送信し、プローブ 1 2 において低 M I 超音波を送受波させる。

40

【 0 0 6 5 】

ステップ S 1 6 において、画像データ処理部 2 2 は、低 M I 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低 M I 画像データ 3 4 として記憶部 3 0 に記憶させる。

【 0 0 6 6 】

ステップ S 1 8 において、画像データ処理部 2 2 は、通常 M I 画像データ 3 2 と、当該通常 M I 画像データ 3 2 の直後（又は直前）に取得された低 M I 画像データ 3 4 とに対して同じインデックスを付し、両画像データを関連付ける。

【 0 0 6 7 】

50

ステップ S 2 0 において、制御部 3 6 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 S 1 0 に戻る。つまり、通常検査中は、超音波診断装置 1 0 は、通常 M I 画像データ 3 2 の取得・記憶、低 M I 画像データの取得・記憶、通常 M I 画像データ 3 2 と低 M I 画像データ 3 4 との関連付けの処理を繰り返す。ステップ S 2 0 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。

【 0 0 6 8 】

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 1 0 の処理の流れを説明する。

【 0 0 6 9 】

10

ステップ S 3 0 において、送信部 1 4 は、通常検査のステップ S 1 4 と同じ低 M I 送信信号をプローブ 1 2 へ送信し、プローブ 1 2 において、通常検査のステップ S 1 4 と同じ通常 M I 超音波を送受波させる。

【 0 0 7 0 】

ステップ S 3 2 において、画像データ処理部 2 2 は、低 M I 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今回低 M I 画像データ 4 0 として取得する。

【 0 0 7 1 】

ステップ S 3 4 において、送信部 1 4 は、高調波画像用送信信号をプローブ 1 2 へ送信し、プローブ 1 2 において高調波画像用超音波を送受波させる。

【 0 0 7 2 】

20

ステップ S 3 6 において、画像データ処理部 2 2 は、高調波画像用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高調波画像データ 4 2 として取得する。

【 0 0 7 3 】

ステップ S 3 8 において、画像データ処理部 2 2 は、記憶部 3 0 に蓄積された各低 M I 画像データ 3 4 と、今回低 M I 画像データ 4 0 との比較を行い、今回低 M I 画像データ 4 0 に適合する低 M I 画像データ 3 4 を特定する。

【 0 0 7 4 】

ステップ S 4 0 において、画像形成部 2 4 は、高調波画像データ 4 2 から高調波画像 4 2 ' を形成する。さらに、画像形成部 2 4 は、ステップ S 3 8 で特定された低 M I 画像データに関連付けられた通常 M I 画像データ 3 2 に基づいて通常 M I 画像 3 2 ' を形成する。表示制御部 2 6 は、高調波画像 4 2 ' 及び通常 M I 画像 3 2 ' とを表示部 2 8 に表示させる。

30

【 0 0 7 5 】

ステップ S 4 2 において、制御部 3 6 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 S 3 0 に戻る。つまり、造影検査中は、超音波診断装置 1 0 は、今回低 M I 画像データ 4 0 の取得、高調波画像データ 4 2 の取得、今回低 M I 画像データ 4 0 と適合する低 M I 画像データ 3 4 の特定、高調波画像 4 2 ' 及び通常 M I 画像 3 2 ' の表示処理を繰り返す。ステップ S 4 2 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。

【 0 0 7 6 】

40

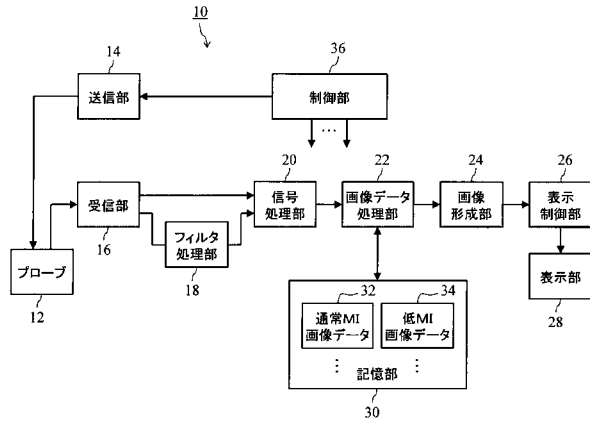
以上、本発明に係る実施形態を説明したが、本発明は上記実施形態に限られるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない限りにおいて種々の変更が可能である。

【 符号の説明 】

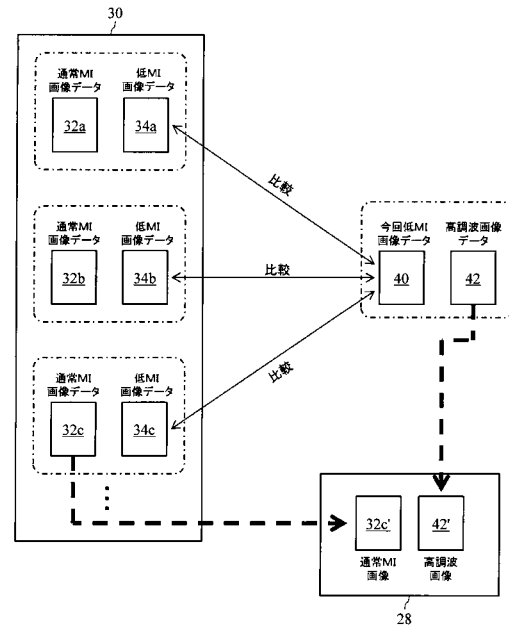
【 0 0 7 7 】

1 0 超音波診断装置、 1 2 プローブ、 1 4 送信部、 1 6 受信部、 1 8 フィルタ処理部、 2 0 信号処理部、 2 2 画像データ処理部、 2 4 画像形成部、 2 6 表示制御部、 2 8 表示部、 3 0 記憶部、 3 6 制御部。

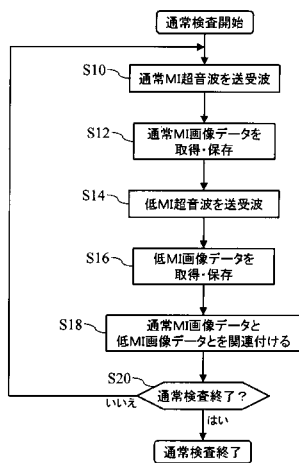
【図 1】



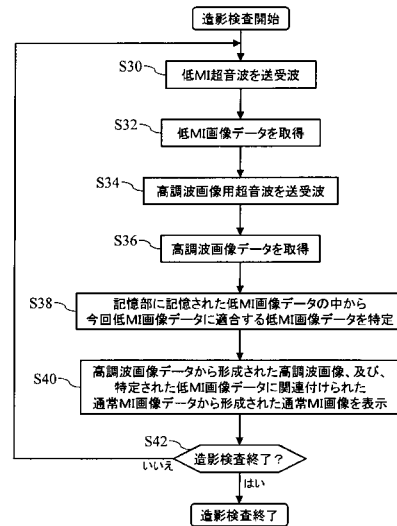
【図 2】



【図 3】



【図 4】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2017189344A	公开(公告)日	2017-10-19
申请号	JP2016080100	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/EE11 4C601/JC21 4C601/KK25		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过振动所述造影剂的超声波测量部位传送A，以显示在其上形成所产生的谐波信号基于谐波图像中，对应于谐波图像显示合适的引导图像。在一个正常的试验中，正常MI图像数据32，和低MI的图像数据34，以闭合常MI图像数据在时间上被累积并存储在与相关联的存储器单元30。在血管造影术中，目前的低MI的图像数据40，它被设置为谐波图像数据42是在极接近的时间被获得。图像数据处理单元22识别的低MI图像数据34个相匹配的当前低MI的图像数据40。显示控制单元26，从”形成的谐波图象数据42谐波图像42，显示从与低MI的图像数据34中指定部分相关联的正常MI图像数据32形成的正常MI图像28要显示上。 .The

