

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5489154号
(P5489154)

(45) 発行日 平成26年5月14日(2014.5.14)

(24) 登録日 平成26年3月7日(2014.3.7)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/00

請求項の数 10 (全 15 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2009-220741 (P2009-220741) (22) 出願日 平成21年9月25日 (2009.9.25) (65) 公開番号 特開2011-67380 (P2011-67380A) (43) 公開日 平成23年4月7日 (2011.4.7) 審査請求日 平成24年6月14日 (2012.6.14)</p>	<p>(73) 特許権者 300019238 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000 (74) 代理人 100106541 弁理士 伊藤 信和 (72) 発明者 橋本 浩 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内 審査官 後藤 順也</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体組織内の造影剤を破壊する破壊超音波と、前記造影剤を破壊しない非破壊超音波とを送信する送信部と、

前記破壊超音波が送信される前に送信された前記非破壊超音波に対する前記造影剤からのエコー信号に基づいて第一画像データを作成する第一画像データ作成部と、

前記破壊超音波が送信された後に送信された前記非破壊超音波に対する前記造影剤からのエコー信号に基づいて第二画像データを作成する第二画像データ作成部と、

前記第一画像データと前記第二画像データとを合成して合成画像データを作成する合成画像データ作成部と

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記合成画像データ作成部は、前記第一画像データのうち被検体内における体表面に近い側の部分の部分第一画像データと、前記第二画像データのうち被検体内における体表面から遠い側の部分の部分第二画像データとを合成して前記合成画像データを作成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】

前記合成画像データにおいて、前記部分第一画像データと前記部分第二画像データとが、被検体の深さ方向に重なり合う領域を有することなく互いの境界部において接していることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記合成画像データにおいて、前記部分第一画像データと前記部分第二画像データとが、被検体の深さ方向に互いに重なり合う領域を有することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記部分第一画像データ及び前記部分第二画像データの深さ方向における範囲は、前記破壊超音波の送信以降に得られた前記エコー信号に基づいて作成された画像データの輝度に基づいて決定されることを特徴とする請求項 2 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記部分第一画像データ及び前記部分第二画像データの深さ方向における範囲は、前記画像データにおける各音線上で最大の輝度を有する部分を基準にして決定されることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記部分第一画像データ及び前記部分第二画像データの深さ方向における範囲は、前記画像データにおける各音線上で所定の輝度よりも高くなった部分を基準にして決定されることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記合成画像作成部は、前記第一画像データ全体と前記第二画像データ全体とを合成して前記合成画像データを作成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 9】

前記第一画像データ及び前記第二画像データは、エコー信号が走査変換される前のローデータ又は走査変換後のデータのいずれかであることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

コンピュータに、
 生体組織内の造影剤を破壊する破壊超音波と、前記造影剤を破壊しない非破壊超音波とを送信する送信機能と、
 前記破壊超音波が送信される前に送信された前記非破壊超音波に対する前記造影剤からのエコー信号に基づいて第一画像データを作成する第一画像データ作成機能と、
 前記破壊超音波が送信された後に送信された前記非破壊超音波に対する前記造影剤からのエコー信号に基づいて第二画像データを作成する第二画像データ作成機能と、
 前記第一画像データと前記第二画像データとを合成して合成画像データを作成する合成画像データ作成機能と
 を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【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、特に被検体内の造影剤からのエコー信号を画像化する超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体の体表面に超音波プローブを当接して被検体内に超音波を送信し、得られたエコー信号に基づいて画像を作成する。このような超音波診断装置において、血管に造影剤を注入して超音波の送信を行ない、そのエコー信号に基づいて作成された画像を表示する装置が、例えば特許文献 1 に開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2009 - 142474 号公報

10

20

30

40

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、例えば肝臓など、造影剤が広く分布する臓器の画像を観察する場合において、特に造影剤の濃度が高くなった場合、送信された超音波が造影剤によって減衰、散乱してしまふ。これにより、被検体内の深部（体表面から遠い部分）における画像の画質が悪化したりして、観察が阻害されることがあった。

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、造影剤が注入された被検体内の浅部から深部まで、深さ方向における広範囲にわたって画質が良好な画像を得ることができる超音波診断装置及びその制御プログラムを提供することである。

10

【課題を解決するための手段】

【0006】

この発明は、前記課題を解決するためになされたもので、第1の観点の発明は、生体組織内の造影剤を破壊する破壊超音波と、前記造影剤を破壊しない非破壊超音波とを送信する送信部と、前記破壊超音波が送信される前に送信された前記非破壊超音波に対するエコー信号に基づいて第一画像データを作成する第一画像データ作成部と、前記破壊超音波が送信された後に送信された前記非破壊超音波に対するエコー信号に基づいて第二画像データを作成する第二画像データ作成部と、前記第一画像データと前記第二画像データとを合成して合成画像データを作成する合成画像データ作成部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0007】

第2の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記合成画像データ作成部は、前記第一画像データのうち被検体内における体表面に近い側の部分の部分第一画像データと、前記第二画像データのうち被検体内における体表面から遠い側の部分の部分第二画像データとを合成して前記合成画像データを作成することを特徴とする超音波診断装置である。

【0008】

第3の観点の発明は、第2の観点の発明において、前記合成画像データにおいて、前記部分第一画像データと前記部分第二画像データとが、被検体の深さ方向に重なり合う領域を有することなく互いの境界部において接していることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0009】

第4の観点の発明は、第2の観点の発明において、前記合成画像データにおいて、前記部分第一画像データと前記部分第二画像データとが、被検体の深さ方向に互いに重なり合う領域を有することを特徴とする超音波診断装置である。

【0010】

第5の観点の発明は、第2～4のいずれか一の観点の発明において、前記部分第一画像データ及び前記部分第二画像データの深さ方向における範囲は、前記破壊超音波の送信以降に得られたエコー信号に基づいて作成された画像データの輝度に基づいて決定されることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0011】

第6の観点の発明は、第5の観点の発明において、前記部分第一画像データ及び前記部分第二画像データの深さ方向における範囲は、前記画像データにおける各音線上で最大の輝度を有する部分を基準にして決定されることを特徴とする超音波診断装置である。

【0012】

第7の観点の発明は、第5の観点の発明において、前記部分第一画像データ及び前記部分第二画像データの深さ方向における範囲は、前記画像データにおける各音線上で所定の輝度よりも高くなった部分を基準にして決定される超音波診断装置である。

【0013】

第8の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記合成画像作成部は、前記第一画

50

像データ全体と前記第二画像データ全体とを合成して前記合成画像データを作成することを特徴とする超音波診断装置である。

【0014】

第9の観点の発明は、第1～8のいずれか一の観点の発明において、前記第一画像データ及び前記第二画像データは、エコー信号が走査変換される前のローデータ又は走査変換後のデータのいずれかであることを特徴とする超音波診断装置である。

【0015】

第10の観点の発明は、コンピュータに、生体組織内の造影剤を破壊する破壊超音波と、前記造影剤を破壊しない非破壊超音波とを送信する送信機能と、前記破壊超音波が送信される前に送信された前記非破壊超音波に対するエコー信号に基づいて第一画像データを作成する第一画像データ作成機能と、前記破壊超音波が送信された後に送信された前記非破壊超音波に対するエコー信号に基づいて第二画像データを作成する第二画像データ作成機能と、前記第一画像データと前記第二画像データとを合成して合成画像データを作成する合成画像データ作成機能と、を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラムである。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、前記第一画像データは、前記破壊超音波が送信される前に送信された非破壊超音波に対するエコー信号に基づいて作成される。従って、前記第一画像データは、特に被検体における体表面に近い側（被検体内の浅部）の造影剤からのエコー信号に基づく画像データを含んでいる。また、前記第二画像データは、前記破壊超音波が送信された後に送信された非破壊超音波に対するエコー信号に基づいて作成される。従って、前記破壊超音波によって被検体内の浅部における造影剤が破壊されるので、送信された超音波は、被検体内の浅部の造影剤による散乱や減衰が生じることなく、造影剤が破壊された領域よりも深部にまで到達する。これにより、前記第二画像データにおいては、体表面から遠い側（被検体内の深部）の造影剤からのエコー信号に基づく画像データが含まれる。以上より、前記第一画像データと前記第二画像データとを合成した合成画像データに基づいて表示される画像は、被検体内の浅部から深部まで、深さ方向における広範囲にわたって良好な画質を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の実施形態の一例の概略構成を示すブロック図である。

【図2】図1に示す超音波診断装置における画像処理部の詳細を示す図である。

【図3】第一実施形態の超音波診断装置の作用を示すフローチャートである。

【図4】合成画像データを示す概念図である。

【図5】破壊時画像データの特定の音線の輝度を示すグラフである。

【図6】(A)は第一画像データを示す概念図であり、(B)は第二画像データを示す概念図である。

【図7】合成画像が一旦得られた後に、再度破壊超音波を送信した後に作成された合成画像データを示す概念図である。

【図8】破壊時画像データにおける最大の輝度を有する部分を示す概念図である。

【図9】(A)は一ループ目の破壊超音波の送信後に得られた第二画像データを示す概念図であり、(B)は二ループ目の破壊超音波の送信後に得られた第二画像データを示す概念図である。

【図10】第一変形例における合成画像データを示す概念図である。

【図11】第一変形例において、破壊時画像データの特定の音線の輝度を示すグラフである。

【図12】第二変形例において、第二画像データの特定の音線の輝度を示すグラフである。

.

10

20

30

40

50

【図13】第三変形例における合成画像データを示す概念図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の実施形態について図1～図9に基づいて詳細に説明する。図1に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信部3、エコー信号処理部4、画像処理部5、表示部6、制御部7及び操作部8を備える。

【0019】

前記超音波プローブ2は、被検体に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。また、前記送受信部3は、前記超音波プローブ2を所定のスキャンパラメータで駆動させ、スキャン面を超音波ビームによって音線順次で走査させる。この送受信部3は、被検体内の造影剤を破壊する高音圧の破壊超音波Buと、造影剤を破壊しない低音圧の非破壊超音波NBuとが送信されるように、前記超音波プローブ2に対して駆動信号を出力する。前記超音波プローブ2及び前記送受信部3は、本発明における送信部の実施の形態の一例であり、また前記破壊超音波Bu及び前記非破壊超音波NBuの送信機能は、本発明における送信機能の実施の形態の一例である。

【0020】

ちなみに、前記非破壊超音波NBuは、後述するように前記破壊超音波Buが送信される前と後に送信される。前記破壊超音波Buが送信される前に送信される非破壊超音波NBuを非破壊超音波NBu1とし、前記破壊超音波Buが送信された後に送信された非破壊超音波NBuを非破壊超音波NBu2とする。

【0021】

また、前記送受信部3は、前記超音波プローブ2で得られたエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行ない、信号処理後のエコー信号を前記エコー信号処理部4へ出力する。

【0022】

前記エコー信号処理部4は、前記送受信部3から出力されたエコー信号に対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等の信号処理を行い、音線毎の画像データを作成する。また、前記エコー信号処理部4では、例えば高調波を画像化する場合には、上述の対数圧縮処理等を行なうとともに、エコー信号に含まれる高調波を抽出する信号処理を行ってもよい。ただし、前記エコー信号処理部4は、造影剤からのエコー信号を画像化するためのその他の公知の信号処理を行うようになっていてもよい。

【0023】

前記エコー信号処理部4は、前記画像データとして、前記破壊超音波Buが送信される前に送信された非破壊超音波NBu1に対するエコー信号に基づいて第一画像データG1dを作成する（第一画像データ作成機能）。また、前記エコー信号処理部4は、前記画像データとして、前記破壊超音波Buが送信された後に送信された非破壊超音波NBu2に対するエコー信号に基づいて第二画像データG2dを作成する（第二画像データ作成機能）。前記エコー信号処理部4は、本発明における第一画像データ作成部及び第二画像データ作成部の実施の形態の一例である。

【0024】

さらに、前記エコー信号処理部4は、前記画像データとして、前記破壊超音波Buに対するエコー信号に基づいて破壊時画像データGBdを作成する。

【0025】

前記画像処理部5は、DSC(Digital Scan Converter)を含んで構成され、前記エコー信号処理部4で作成された前記第一画像データG1d、前記第二画像データG2d及び破壊時画像データGBdを、前記表示部6に表示される第一画像G1、第二画像G2、破壊時画像GBのデータに走査変換する。また、前記画像処理部5は、後述する合成画像データGcdを前記表示部6に表示される合成画像GCのデータに変換する。

【0026】

また、前記画像処理部 5 は、図 2 に示すように、メモリ 5 1 と合成画像データ作成部 5 2 とを有している。前記メモリ 5 1 には、前記各画像データ G 1 d , G 2 d , G B d が格納される。ここで、前記メモリ 5 1 に格納される前記各画像データ G 1 d , G 2 d , G B d は、音線毎のデータであり、前記 D S C で走査変換される前のデータ、すなわちローデータ (R a w D a t a) である。本発明において、ローデータとは、前記超音波プローブ 2 で得られたエコー信号が、前記 D S C で走査変換される前のデータを云うものとする。

【 0 0 2 7 】

また、前記合成画像データ作成部 5 2 は、前記メモリ 5 1 に格納された前記各画像データ G 1 d , G 2 d を読み出して合成し、合成画像データ G C d を作成する (合成画像データ作成機能) 。この合成画像データ作成部 5 2 は、本発明における合成画像データ作成部の実施の形態の一例である。

10

【 0 0 2 8 】

ちなみに、前記合成画像データ G C d は、後述するように、前記第一画像データ G 1 d の一部分と前記第二画像データ G 2 d の一部分とからなる (図 4 参照) 。

【 0 0 2 9 】

前記制御部 7 は、 C P U (C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t) で構成され、図示しない記憶部に記憶された制御プログラムを読み出し、前記送信機能、前記第一画像データ作成機能、前記第二画像データ作成機能及び前記合成画像データ作成機能を始めとする前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。また、前記操作部 8 は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス (図示省略) などを含んで構成されている。

20

【 0 0 3 0 】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。図 3 に示すフローチャートにおいて、先ずステップ S 1 では、前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 から前記非破壊超音波 N B u 1 を送信させ、そのエコー信号に基づいて前記エコー信号処理部 4 が前記第一画像データ G 1 d を作成する。そして、この第一画像データ G 1 d は、前記メモリ 5 1 に格納され、また前記表示部 6 に第一画像 G 1 として表示される。

【 0 0 3 1 】

ちなみに、前記非破壊超音波 N B u 1 の送信は、一フレーム分の送信であってもよいし、複数フレーム分の送信であってもよい。

30

【 0 0 3 2 】

ここで、前記第一画像データ G 1 d は、前記破壊超音波 B u が送信される前に送信された非破壊超音波 N B u 1 に対するエコー信号に基づいて作成されるので、特に被検体における体表面に近い側 (被検体内の浅部) の造影剤からのエコー信号に基づく画像データを含んでいる。従って、前記第一画像 G 1 は、被検体内の浅部においては良好な画質になる。一方、前記第一画像 G 1 は、体表面から遠い側 (被検体内の深部) においては、造影剤の影響によって良好な画質が得られないおそれがある。

【 0 0 3 3 】

次に、ステップ 2 では、前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 から前記破壊超音波 B u を送信させ、そのエコー信号に基づいて前記エコー信号処理部 4 が前記破壊時画像データ G B d を作成する。この破壊時画像データ G B d も、前記メモリ 5 1 に格納され、また前記表示部 6 に破壊時画像 G B として表示される。

40

【 0 0 3 4 】

前記破壊超音波 B u の送信にあっては、一フレーム分の送信であってもよいが、造影剤を確実に破壊するために、複数フレーム分の送信を行なうことが好ましい。

【 0 0 3 5 】

次に、ステップ S 3 では、前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 から前記非破壊超音波 N B u 2 を送信させ、そのエコー信号に基づいて前記エコー信号処理部 4 が前記第二画像データ G 2 d を作成する。そして、この第二画像データ G 2 d は、前記メモリ 5 1 に

50

格納され、また前記表示部 6 に第二画像 G 2 として表示される。

【 0 0 3 6 】

ちなみに、前記非破壊超音波 N B u 2 の送信は、一フレーム分の送信であってもよいし、複数フレーム分の送信であってもよい。

【 0 0 3 7 】

ここで、前記第二画像データ G 2 d は、前記破壊超音波 B u が送信された後に送信された非破壊超音波 N B u 2 に対するエコー信号に基づいて作成される。従って、前記破壊超音波 B u によって被検体内の浅部の造影剤が破壊されるので、前記非破壊超音波 N B u 2 は、被検体内の浅部の造影剤による散乱や減衰が生じることなく、造影剤が破壊された領域よりも深部にまで到達する。これにより、前記第二画像データ G 2 d においては、被検体内の深部の造影剤からのエコー信号に基づく画像データが含まれる。従って、前記第二画像 G 2 は、被検体内の深部においては良好な画質になる。

10

【 0 0 3 8 】

ちなみに、前記非破壊超音波 N B u 2 を送信する時点においては、被検体内の浅部の造影剤は破壊されているので、前記非破壊超音波 N B u 2 に対するエコー信号には、造影剤からのエコー信号に基づく画像データがほとんど含まれない。従って、前記第二画像 G 2 は、被検体内の浅部においては良好な画質が得られないおそれがある。

【 0 0 3 9 】

次に、ステップ S 4 においては、前記合成画像データ作成部 5 2 が前記合成画像データ G C d を作成し、この合成画像データ G C d に基づく合成画像 G C を表示する。

20

【 0 0 4 0 】

前記合成画像データ G C d は、図 4 に示すように、前記第一画像データ G 1 d のうち被検体内の浅部の部分第一画像データ g 1 d と、前記第二画像データ G 2 d のうち被検体内の深部の部分第二画像データ g 2 d とからなる。

【 0 0 4 1 】

ちなみに、図 4 は説明のための概念図であり、実際には、前記合成画像データ G C d 、前記第一画像データ G 1 d 及び前記第二画像データ G 2 d は音線毎のデータである。

【 0 0 4 2 】

前記合成画像データ G C d の作成について詳しく説明する。まず、前記合成画像データ作成部 5 2 は、前記破壊時画像データ G B d の輝度に基づいて、合成画像データ G C d の作成に用いる部分第一画像データ g 1 d 及び部分第二画像データ g 2 d の深さ方向における範囲を決定する。具体的に説明すると、前記破壊時画像データ G B d において、最大の輝度を有する部分は、最も多くの造影剤の破壊が進行中である部分であり、この部分よりも浅部においては造影剤が破壊されており、また深部においては造影剤が残っている。前記合成画像データ作成部 5 2 は、まず前記破壊時画像データ G B d を構成する音線毎のデータにおいて、最大の輝度を有する部分 $b r_{M A X}$ を特定する。例えば、ある音線におけるデータが図 5 に示すような輝度を有する場合、部分 x が最大の輝度を有する部分 $b r_{M A X}$ である。そして、前記合成画像データ作成部 5 2 は、第一画像データ G 1 d において前記部分 $b r_{M A X}$ に相当する部分を、図 6 (A) に示すように部分第一画像データ g 1 d の下端 L 1 D にするとともに、また前記第二画像データ G 2 d において前記部分 $b r_{M A X}$ に相当する部分を、図 6 (B) に示すように部分第二画像データ g 2 d の上端 L 2 U とする。これにより、前記合成画像データ G C d として用いる部分第一画像データ g 1 d 及び部分第二画像データ g 2 d の範囲が特定される。

30

40

【 0 0 4 3 】

ちなみに、図 6 (A) , (B) は説明のための概念図であり、実際には、前記第一画像データ G 1 d 及び前記第二画像データ G 2 d は音線毎のデータである。

【 0 0 4 4 】

次に、前記合成画像データ作成部 5 2 は、図 4 に示すように前記部分第一画像データ g 1 d 及び前記部分第二画像データ g 2 d を合成し、合成画像データ G C d を作成する。この合成画像データ G C d において、前記部分第一画像データ g 1 d 及び前記部分第二画像

50

データ g_2d は、被検体の深さ方向に重なり合う領域を有することなく互いの境界部 L において接している。そして、この合成画像データ GCd が $DS C$ により走査変換され、前記表示部 6 に合成画像 GC (図示省略) として表示される。

【 0 0 4 5 】

ステップ S_4 において前記表示部 6 に合成画像が表示された後、ステップ S_5 で、操作者によって前記操作部 8 において合成画像の再表示の指示入力された場合 (ステップ S_5 において YES)、ステップ S_2 の処理へ戻り、再びステップ $S_2 \sim S_4$ の処理を繰り返す。例えば、造影剤の破壊が不十分で、体表面から遠い部分における合成画像 GC の画質が良好ではない場合、操作者は再表示の指示入力を行なう。一方、ステップ S_5 において、合成画像の再表示の入力がなされない場合 (ステップ S_5 において NO)、処理を終了する。

10

【 0 0 4 6 】

ここで、ステップ S_2 の処理へ戻り、再びステップ $S_2 \sim S_4$ の処理を繰り返す場合 (ステップ S_2 , S_3 , S_4 とする) について詳しく説明する。二度目のループのステップ S_2 において送信される破壊超音波を破壊超音波 Bu とし、得られる破壊時画像データを破壊時画像データ GBd とし、得られる破壊時画像を破壊時画像 GB とする。また、二度目のループのステップ S_3 において送信される非破壊超音波を非破壊超音波 NBu_2 とし、得られる第二画像データを第二画像データ G_2d とし、得られる第二画像を第二画像 G_2 とする。さらに二度目のループのステップ S_4 において得られる合成画像データを合成画像データ GCd とし、得られる合成画像を合成画像 GC とする。

20

【 0 0 4 7 】

前記合成画像データ GCd は、図 7 に示すように部分第一画像データ g_1d と部分第二画像データ g_2d と部分第二画像データ g_2d とからなる。前記部分第二画像データ g_2d は、前記第二画像データ G_2d の一部である。前記合成画像データ GCd は、前記合成画像データ GCd と比較して部分第二画像データ g_2d の範囲が狭くなっており、前記合成画像データ GCd における部分第二画像データ g_2d の一部が前記部分第二画像データ g_2d に置き換わっている。

【 0 0 4 8 】

前記合成画像データ GCd の作成について詳しく説明する。前記合成画像データ作成部 5 2 は、前記破壊時画像データ GBd を構成する音線毎のデータにおいて、最大の輝度を有する部分 br_{MAX} を特定する。ここで、ステップ S_2 において破壊超音波 Bu が送信されると、前回の送信時よりも深部における造影剤が破壊されるので、図 8 に示すように、前記破壊時画像データ GBd において、最大の輝度を有する部分 br_{MAX} は、最初のループのステップ S_2 で得られた破壊時画像データ GBd における最大の輝度を有する部分 br_{MAX} よりも、深部へ移動する。

30

【 0 0 4 9 】

前記合成画像データ作成部 5 2 は、一ループ目で得られた前記第二画像データ G_2d において前記部分 br_{MAX} に相当する部分を、図 9 (A) に示すように部分第二画像データ g_2d の下端 L_2D にするとともに、前記第二画像データ G_2d において前記部分 br_{MAX} に相当する部分を、図 9 (B) に示すように部分第二画像データ g_2d の上端 L_2U とする。なお、前記部分第二画像データ g_2d の上端 L_2U はそのまま用いる。これにより、前記合成画像データ GCd として用いる部分第二画像データ g_2d 及び部分第二画像データ g_2d の範囲が特定される。

40

【 0 0 5 0 】

ちなみに、図 9 (A) , (B) も説明のための概念図であり、実際には、前記第二画像データ G_2d 及び前記第二画像データ G_2d は音線毎のデータである。

【 0 0 5 1 】

なお、前記合成画像データ GCd においても、前記部分第一画像データ g_1d は、前記合成画像データ GCd と同一範囲を用いる。

50

【 0 0 5 2 】

次に、前記合成画像データ作成部 5 2 は、図 7 に示すように前記部分第一画像データ $g 1 d$ 、前記部分第二画像データ $g 2 d$ 及び前記部分第二画像データ $g 2 d$ を合成し、合成画像データ $G C d$ を作成する。この合成画像データ $G C d$ において、前記部分第一画像データ $g 1 d$ 及び前記部分第二画像データ $g 2 d$ は、前記合成画像データ $G C d$ と同様に、被検体の深さ方向に重なり合う領域を有することなく互いの境界部 L において接している。また、前記部分第二画像データ $g 2 d$ 及び前記部分第二画像データ $g 2 d$ は、被検体の深さ方向に重なり合う領域を有することなく互いの境界部 L において接している。そして、前記合成画像データ $G C d$ が $D S C$ により走査変換され、前記表示部 6 に合成画像 $G C$ として表示される。

10

【 0 0 5 3 】

ちなみに、図 7 も説明のための概念図であり、実際には、前記第一画像データ $G 1 d$ 、前記第二画像データ $G 2 d$ 、前記合成画像データ $G C d$ は、音線毎のデータである。

【 0 0 5 4 】

このように、ステップ $S 2 \sim S 4$ の処理を行なうことにより、ステップ $S 2$ において再度破壊超音波 $B u$ が送信されてさらに深部の造影剤が破壊されて前記合成画像 $G C$ の画質が向上する場合がある。

【 0 0 5 5 】

以上説明した本例の超音波診断装置 1 によれば、前記部分第一画像データ $g 1 d$ 、前記部分第二画像データ $g 2 d$ 及び前記部分第二画像データ $g 2 d$ には、造影剤からのエコー信号に基づく画像データが含まれる。従って、良好な画質が得られている部分が合成されるので、前記合成画像データ $G C d$ 、 $G C d$ に基づいて表示される合成画像 $G C$ 、 $G C$ は、被検体内の浅部から深部まで、深さ方向における広範囲にわたって良好な画質を得ることができる。

20

【 0 0 5 6 】

次に、実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。図 10 に示すように、前記合成画像データ $G C d$ において、前記部分第一画像データ $g 1 d$ と前記部分第二画像データ $g 2 d$ は、被検体の深さ方向に互いに重なり合う領域 O を有しているもよい。

【 0 0 5 7 】

この第一変形例では、上述のステップ $S 4$ において、前記合成画像データ作成部 5 2 は、前記破壊時画像データ $G B d$ を構成する音線毎のデータにおいて、前記最大の輝度を有する部分 $b r_{M A X}$ から所定量だけ深い部分に相当する部分を、前記部分第一画像データ $g 1 d$ の下端 $L 1 D$ にするとともに、前記部分 $b r_{M A X}$ から所定量だけ浅い部分に相当する部分を、前記部分第二画像データ $g 2 d$ の上端 $L 2 U$ とする。例えば、ある音線におけるデータが図 11 に示すような輝度を有する場合、部分 x が最大の輝度を有する部分 $b r_{M A X}$ であるとすると、この部分 $b r_{M A X}$ から所定量 $d 1$ だけ深い部分 $x 1$ を前記部分第一画像データ $g 1 d$ の下端 $L 1 D$ にするとともに、前記部分 $b r_{M A X}$ から所定量 $d 2$ だけ浅い部分 $x 2$ を前記部分第二画像データ $g 2 d$ の上端 $L 2 U$ とする。すなわち、この図 11 に示す音線上においては、部分 $x 1$ から部分 $x 2$ までの範囲が、前記部分第一画像データ $g 1 d$ 及び前記部分第二画像データ $g 2 d$ が重なり合う領域 O になる。そして、前記合成画像データ作成部 5 2 は、このようにして範囲が特定された部分第一画像データ $g 1 d$ 及び部分第二画像データ $g 2 d$ を合成して前記合成画像データ $G C d$ を作成する。

30

40

【 0 0 5 8 】

ちなみに、前記所定量 $d 1$ 、 $d 2$ は、同じ量であってもよいし異なってもよい。また、前記操作部 8 において操作者が入力できるようになっていてもよい。

【 0 0 5 9 】

この第一変形例では、二ループ目の前記ステップ $S 4$ においても、前記部分第二画像データ $g 2 d$ と前記部分第二画像データ $g 2 d$ とが互いに重なり合う領域を有するように、上記と同様にして前記合成画像データ $G C d$ (図示省略) を作成してもよい。

50

【 0 0 6 0 】

また、この第一変形例では、前記合成画像データ $G C d$ の前記領域 O においては、前記部分第一画像データ $g 1 d$ 及び前記部分第二画像データ $g 2 d$ を加算平均してもよい。また、同様に、特に図示しない前記合成画像データ $G C d$ においても、前記部分第一画像データ $g 1 d$ 及び前記部分第二画像データ $g 2 d$ が重なり合う領域のほか、前記部分第二画像データ $g 2 d$ 及び前記部分第二画像データ $g 2 d$ が重なり合う領域において、重なり合う両データを加算平均してもよい。

【 0 0 6 1 】

次に、第二変形例について説明する。上述の説明では、前記部分第一画像データ $g 1 d$ 、前記部分第二画像データ $g 2 d$ 及び前記部分第二画像データ $g 2 d$ の範囲を決定するにあたり、ある音線上において最大の輝度を有する部分を基準にしていたが、本発明ではこれに限られるものではない。例えば、前記第二画像データ $G 2 d$ においては、被検体内の浅部は造影剤が破壊された状態なので輝度が低くなる。従って、この第二変形例においては、前記合成画像データ作成部 5 2 は、前記第二画像データ $G 2 d$ において、音線毎に被検体内の浅部側から深部側に向かって、輝度が所定の閾値 $T H$ になった部分 $b r_{T H}$ を特定し、この部分 $b r_{T H}$ に基づいて前記部分第一画像データ $g 1 d$ 及び前記部分第二画像データ $g 2 d$ の範囲を決定してもよい。例えば、前記第二画像データ $G 2 d$ において、ある音線におけるデータが図 1 2 に示すような輝度を有する場合、部分 x よりも浅部においては輝度が閾値 $T H$ よりも低くなっており、部分 x で閾値 $T H$ となって、これよりも深部においては閾値 $T H$ 以上の輝度になっている。従って、このような場合、浅部から深部に向かう方向で、輝度が閾値 $T H$ になった部分 x に相当する部分を、ステップ $S 4$ では前記部分第一画像データ $g 1 d$ の下端 $L 1 D$ にするとともに、前記部分第二画像データ $g 2 d$ の上端 $L 2 U$ にする。

【 0 0 6 2 】

また、ステップ $S 4$ では、ニループ目における破壊超音波 $B u$ の送信後の前記第二画像データ $G 2 d$ において、上記と同様にして輝度が所定の閾値 $T H$ になった部分 $b r_{T H}$ を特定し、これに基づいて前記部分第二画像データ $g 2 d$ 及び前記部分第二画像データ $g 2 d$ の範囲を決定する。

【 0 0 6 3 】

次に、第三変形例について説明する。この第三変形例においては、前記第一画像データ $G 1 d$ 、前記第二画像データ $G 2 d$ 及び前記第二画像データ $G 2 d$ の一部ではなく、エコー信号に基づいて得られる撮像領域全体のデータを用いて合成画像データ $G C d$ 、 $G C d$ を作成してもよい。例えば、前記合成画像作成部 5 2 は、図 1 3 に示すように、前記第一画像データ $G 1 d$ 全体と前記第二画像データ $G 2 d$ 全体とを合成して前記合成画像データ $G C d$ を作成してもよい。この場合、前記第一画像データ $G 1 d$ と前記第二画像データ $G 2 d$ とを単純に加算して前記合成画像データ $G C d$ を作成してもよいが、前記第一画像データ $G 1 d$ と前記第二画像データ $G 2 d$ とを加算平均して前記合成画像データ $G C d$ を作成してもよい。

【 0 0 6 4 】

ちなみに、特に図示しないが、この第三変形例において、前記合成画像データ $G C d$ は、前記第一画像データ $G 1 d$ 全体と前記第二画像データ $G 2 d$ 全体と前記第二画像データ $G 2 d$ 全体とを合成して作成する。

【 0 0 6 5 】

以上、本発明を前記各実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、前記表示部 6 に表示されている前記破壊時画像 $G B$ 、前記第二画像 $G 2$ 又は前記第二画像 $G 2$ を見た操作者により、前記破壊時画像 $G B$ 、前記第二画像 $G 2$ 又は前記第二画像 $G 2$ 上において前記操作部 8 のポインティングデバイスによって指定された部分に基づいて、部分第一画像データ $g 1 d$ 、部分第二画像データ $g 2 d$ 及び前記部分第二画像データ $g 2 d$ の範囲を決定してもよい。例えば、操作者が破壊時画像 $G B$ 上において最大輝度になっている部分を前記操作部

10

20

30

40

50

8のポインティングデバイスで指定し、この指定された部分に相当する部分を、前記部分第一画像データg 1 dの下端L 1 dとし、前記部分第二画像データg 2 dの上端L 1 Uとしてもよい。

【0066】

また、上述の説明において、前記合成画像データG C d、G C dは、ローデータである前記部分第一画像データg 1 d、前記部分第二画像データg 2 d、前記部分第二画像データg 2 d、前記第一画像データG 1 d、前記第二画像データG 2 d、前記第二画像データG 2 dを用いて作成されるが、D S Cで走査変換された後のデータに基づいて作成されていてもよい。

【符号の説明】

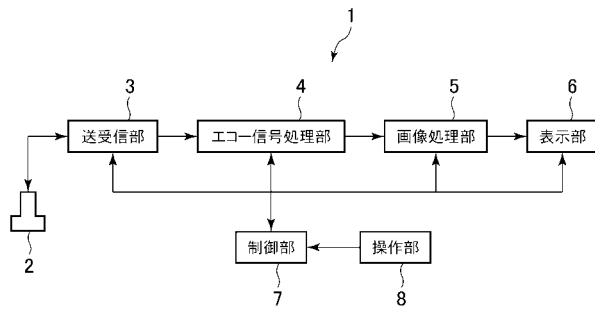
10

【0067】

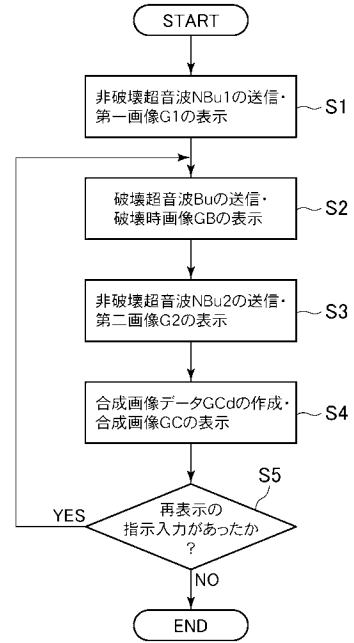
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ(送信部)
- 3 送受信部(送信部)
- 4 エコー信号処理部(第一画像データ作成部、第二画像データ作成部)
- 5 2 合成画像データ作成部
- B u 破壊超音波
- N B u 非破壊超音波
- G 1 第一画像
- G 1 d 第一画像データ
- g 1 d 部分第一画像データ
- G 2 , G 2 第二画像
- G 2 d , G 2 d 第二画像データ
- g 2 d , g 2 d 部分第二画像データ
- G C , G C 合成画像
- G C d 合成画像データ
- L , L 境界部
- O 重なり合う領域

20

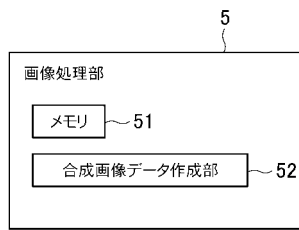
【図1】



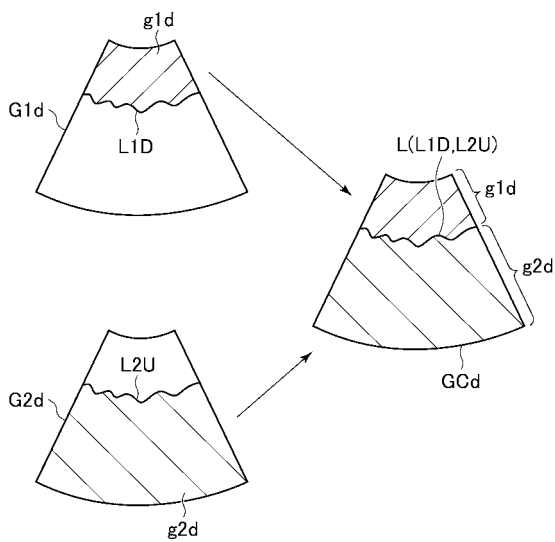
【図3】



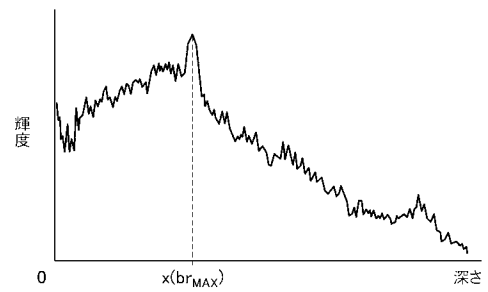
【図2】



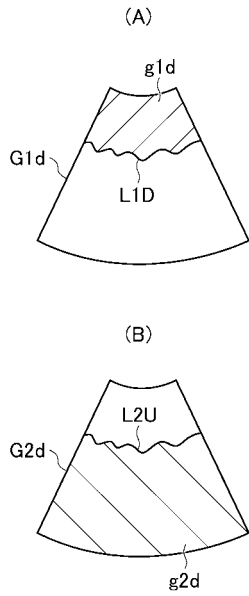
【図4】



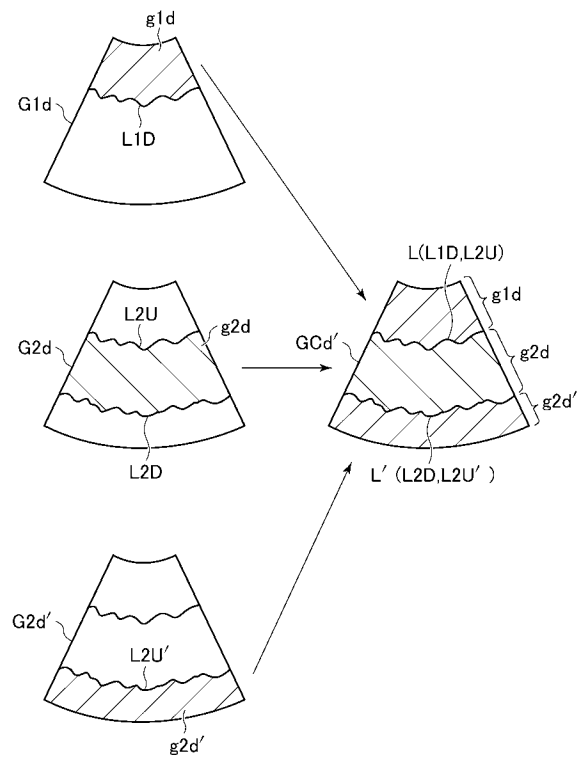
【図5】



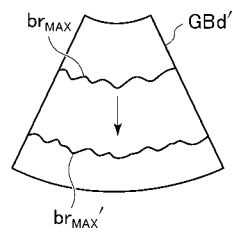
【 図 6 】



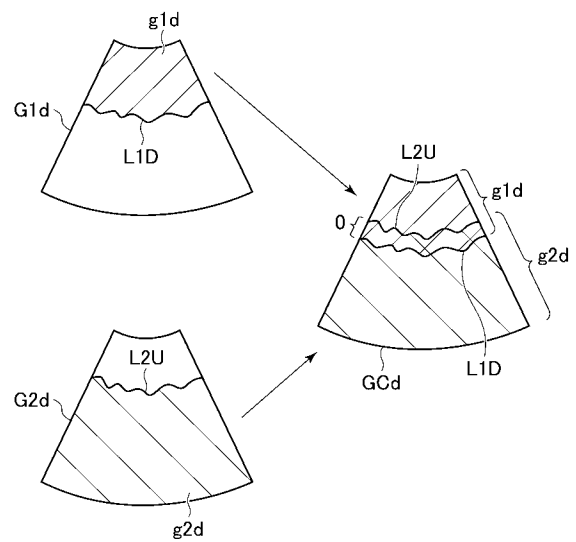
【 図 7 】



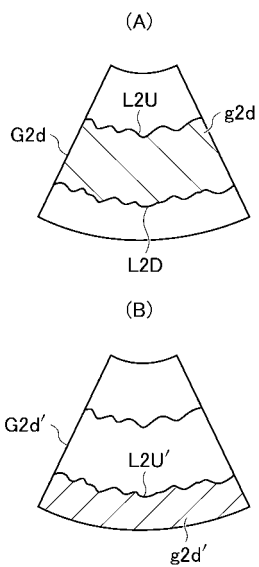
【 図 8 】



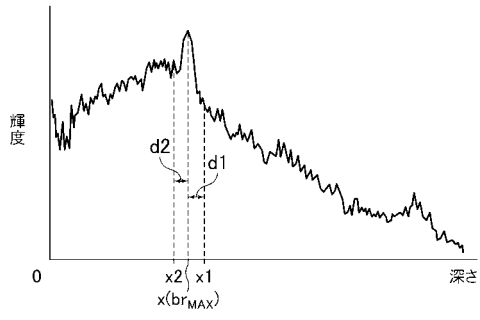
【 図 10 】



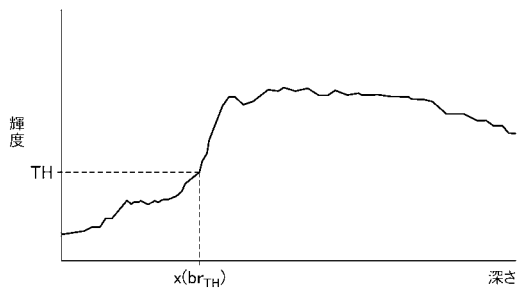
【 図 9 】



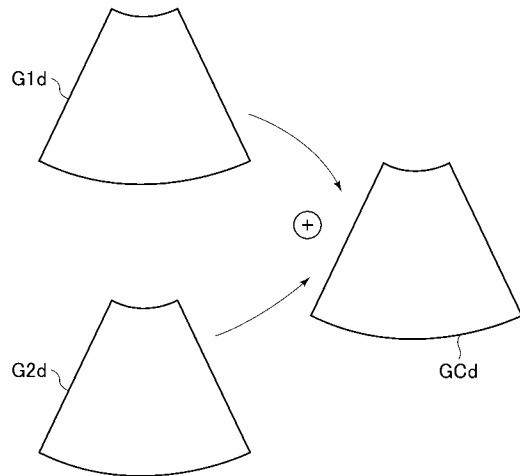
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平09 - 164138 (JP, A)
特開2005 - 111053 (JP, A)
特開2008 - 245891 (JP, A)
特開2009 - 100971 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP5489154B2	公开(公告)日	2014-05-14
申请号	JP2009220741	申请日	2009-09-25
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/EE05 4C601/HH05 4C601/JC21 4C601/KK12		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP2011067380A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备及其控制程序，其能够在注入造影剂的对象中从浅部到深部在深度方向上的宽范围内获得具有良好图像质量的图像。第一图像数据创建单元基于关于在发送破坏性超声波之前发送的非破坏性超声波的回波信号来创建第一图像数据G1d，第一图像数据创建单元用于创建第一图像数据G1d用于基于稍后发送的非破坏性超声波的回波信号创建第二图像数据G2d的第二图像数据创建部分，用于从部分图像第一图像数据g1d和第二图像创建第二图像数据G2d的第二图像数据创建部分并且，数据G2d的部分第二图像数据g2d用于创建组合图像数据GCd。点域4

