

(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2011-229688

(P2011-229688A)

(43) 公開日 平成23年11月17日(2011.11.17)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号

特願2010-102796 (P2010-102796)

(22) 出願日

平成22年4月28日 (2010.4.28)

(71) 出願人 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・53
188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
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 小出 敬雄

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

最終頁に続く

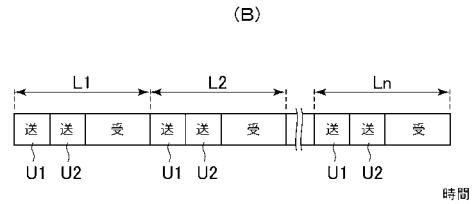
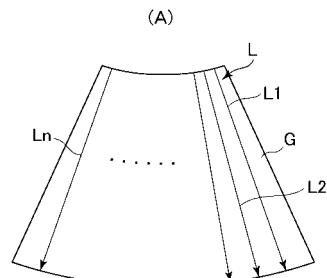
(54) 【発明の名称】超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】造影剤からのエコー信号に基づく超音波画像において、深部の観察を良好に行なうことができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】被検体内において、超音波プローブに近い近部領域の造影剤を破壊するための破壊用超音波U1と、超音波画像を作成するための超音波であって造影剤を破壊しない画像作成用超音波U2とを同一音線上に連続して送信する送信部と、前記画像作成用超音波U2のエコー信号に基づいて作成された超音波画像を表示する表示部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】図10



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内において、超音波プローブに近い近部領域の造影剤を破壊するための破壊用超音波と、超音波画像を作成するための超音波であって造影剤を破壊しない画像作成用超音波とを同一音線上に連続して送信する送信部と、

前記画像作成用超音波のエコー信号に基づいて作成された超音波画像を表示する表示部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記破壊用超音波の送信開口は、同一の深さ位置のフォーカスを有する画像作成用超音波の送信開口よりも広いことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。 10

【請求項 3】

前記送信部は、前記画像作成用超音波のみを送信する第一モードでの超音波の送信と、前記破壊用超音波と前記画像作成用超音波とを同一音線上に連続して送信する第二モードでの超音波の送信とを行なうものであって、前記第一モードでの送信を行なっている状態で、前記超音波画像における前記超音波プローブに近い側の第一領域の輝度が第一閾値以上になった場合、又は前記第一モードでの送信を行なっている状態で、前記超音波画像において、前記第一領域よりも前記超音波プローブから遠い側の第二領域の輝度が第二閾値以下になった場合のいずれかの場合に、前記送信部は、前記第一モードから前記第二モードに切り替え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。 20

【請求項 4】

前記送信部は、前記画像作成用超音波のみを送信する第一モードでの超音波の送信と、前記破壊用超音波と前記画像作成用超音波とを同一音線上に連続して送信する第二モードでの超音波の送信とを行なうものであって、前記第一モードでの送信を行なっている状態で、前記超音波画像における前記超音波プローブに近い側の第一領域の輝度が第一閾値以上になり、なおかつ前記超音波画像において、前記第一領域よりも前記超音波プローブから遠い側の第二領域の輝度が第二閾値以下になった場合に、前記送信部は、前記第一モードから前記第二モードに切り替え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。

【請求項 5】

前記第一領域の輝度を検出する第一領域輝度検出部と、
前記第二領域の輝度を検出する第二領域輝度検出部と、を備え、
前記送信部は、前記第一領域輝度検出部及び前記第二領域輝度検出部における輝度の検出に基づいて前記第一モードから前記第二モードへの切替えを行なう
ことを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置。 30

【請求項 6】

前記第一モードでの超音波の送信と、前記第二モードでの超音波の送信とを切り替える指示入を行なう切替指示入力部を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記超音波画像の輝度を検出する輝度検出部と、
該輝度検出部で検出された輝度に基づいて、前記破壊用超音波のフォーカスを設定するフォーカス設定部と、
を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。 40

【請求項 8】

前記超音波画像上において前記破壊用超音波のフォーカス位置を指示するための指示表示を表示させる指示表示設定部と、

指示表示によって指示された位置にフォーカスを設定するフォーカス設定部と、

を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】**【0001】**

本発明は、造影剤が注入された被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に基づく超音波画像を表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置では、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超音波画像を作成する。このような超音波診断装置において、被検体内に造影剤を注入して超音波の送信を行ない、造影剤からのエコー信号を含むエコー信号に基づいて作成された超音波画像を表示する超音波診断装置がある（例えば、特許文献1参照）。

10

【0003】

造影剤の種類としては、造影剤を破壊しうる超音波を送信して超音波画像を作成するものと、造影剤を破壊しないようにして超音波を送信して超音波画像を作成するものがある。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】****【特許文献1】特開2010-63829号公報**

20

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

ここで、例えば肝臓においては、組織全体に行き渡った造影剤を画像化して観察を行う。このような肝臓の観察において、造影剤を破壊しないようにして超音波を送信して超音波画像を作成する場合、造影後期相においては、被検体において超音波プローブに近い近部領域に存在する造影剤によって、前記超音波プローブから送信された超音波が反射、減衰してしまい、近部領域よりも深部の輝度が低くなってしまって観察が阻害される場合がある。従って、造影剤からのエコー信号に基づく超音波画像において、深部の観察を良好に行なうことができる超音波診断装置が望まれている。

30

【課題を解決するための手段】**【0006】**

上述の課題を解決するためになされた第1の観点の発明は、被検体内において、超音波プローブに近い近部領域の造影剤を破壊するための破壊用超音波と、超音波画像を作成するための超音波であって造影剤を破壊しない画像作成用超音波とを同一音線上に連続して送信する送信部と、前記画像作成用超音波のエコー信号に基づいて作成された超音波画像を表示する表示部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0007】

第2の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記破壊用超音波の送信開口は、同一の深さ位置のフォーカスを有する画像作成用超音波の送信開口よりも広い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1又は2の観点の発明において、前記送信部は、前記画像作成用超音波のみを送信する第一モードでの超音波の送信と、前記破壊用超音波と前記画像作成用超音波とを同一音線上に連続して送信する第二モードでの超音波の送信とを行なうものであって、前記第一モードでの送信を行なっている状態で、前記超音波画像における前記超音波プローブに近い側の第一領域の輝度が第一閾値以上になった場合、又は前記第一モードでの送信を行なっている状態で、前記超音波画像において、前記第一領域よりも前記超音波プローブから遠い側の第二領域の輝度が第二閾値以下になった場合のいずれかの場合に、前記送信部は、前記第一モードから前記第二モードに切り替えることを特徴とする超音波診断装置である。

50

【0009】

第4の観点の発明は、第1又は2の観点の発明において、前記送信部は、前記画像作成用超音波のみを送信する第一モードでの超音波の送信と、前記破壊用超音波と前記画像作成用超音波とを同一音線上に連続して送信する第二モードでの超音波の送信とを行なうものであって、前記第一モードでの送信を行なっている状態で、前記超音波画像における前記超音波プローブに近い側の第一領域の輝度が第一閾値以上になり、なおかつ前記超音波画像において、前記第一領域よりも前記超音波プローブから遠い側の第二領域の輝度が第二閾値以下になった場合に、前記送信部は、前記第一モードから前記第二モードに切り替えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0010】

10

第5の観点の発明は、第3又は4の観点の発明において、前記第一領域の輝度を検出する第一領域輝度検出部と、前記第二領域の輝度を検出する第二領域輝度検出部と、を備え、前記送信部は、前記第一領域輝度検出部及び前記第二領域輝度検出部における輝度の検出に基づいて前記第一モードから前記第二モードへの切替えを行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0011】

第6の観点の発明は、第1～4のいずれか一の観点の発明において、前記第一モードでの超音波の送信と、前記第二モードでの超音波の送信とを切り替える指示入力を行なう切替指示入力部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0012】

20

第7の観点の発明は、第1～6のいずれか一の観点の発明において、前記超音波画像の輝度を検出する輝度検出部と、該輝度検出部で検出された輝度に基づいて、前記破壊用超音波のフォーカスを設定するフォーカス設定部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】

第8の観点の発明は、第1～6のいずれか一の観点の発明において、前記超音波画像上において前記破壊用超音波のフォーカス位置を指示するための指示表示を表示させる指示表示設定部と、指示表示によって指示された位置にフォーカスを設定するフォーカス設定部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

30

【0014】

上記観点の発明によれば、前記破壊用超音波と前記画像作成用超音波とが同一音線上に連続して送信される。従って、前記破壊用超音波の送信によって、前記近部領域の造影剤が破壊されるので、前記近部領域よりも深部の観察を良好に行なうことができる。

【0015】

また、前記破壊用超音波の送信開口を、同一の深さ位置のフォーカスを有する画像作成用超音波の送信開口よりも広くすると、前記破壊用超音波の音圧は、フォーカス位置から離れるに従って急激に減少するので、特にフォーカス付近の造影剤を対象にして破壊することができる。従って、特に近部領域の造影剤を対象にして破壊することができる。

【図面の簡単な説明】

40

【0016】

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

【図2】超音波画像における近部領域の一例を示す図である。

【図3】破壊用超音波を説明するための図である。

【図4】図1に示す超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図5】図1に示す超音波診断装置における制御部の構成を示すブロック図である。

【図6】第一実施形態の超音波診断装置における処理を示すフローチャートである。

【図7】図1に示す超音波診断装置における表示部に表示された超音波画像の一例を示す図である。

50

【図8】超音波画像に設定された第一領域及び第二領域を説明するための図である。

【図9】破壊用超音波のフォーカス設定を説明するための図である。

【図10】第二モードでの超音波の送信を説明するための図であり、(A)は音線が示された超音波画像の概念図、(B)は各音線における送受信のシーケンスを示す図である。

【図11】変形例の超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図12】フォーカス設定部による破壊用超音波のフォーカス設定を説明するための図であり、(A)は近部領域が示された超音波画像の概念図、(B)は(A)に示された超音波画像における音線の深さ方向の輝度を表すグラフを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、本発明の実施形態について、図1～図10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、エコーデータ処理部4、表示制御部5、表示部6、操作部7、制御部8及び記憶部9を備える。

【0018】

前記超音波プローブ2は、アレイ状に配置された複数の超音波振動子(図示省略)をして構成され、この超音波振動子によって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。前記送受信部3は、前記超音波プローブ2を所定の送信条件で駆動させ、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。前記送受信部3は前記制御部8からの制御信号によって前記超音波プローブ2を駆動させる。

【0019】

ここで、前記超音波プローブ2から送信される超音波としては、破壊用超音波U1と画像作成用超音波U2がある。前記送受信部3は、前記画像作成用超音波U2のみを送信する第一モードでの超音波の送信と、前記破壊用超音波U1と前記画像作成用超音波U2とを同一音線上に連続して送信する第二モードでの超音波の送信とを行なう。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る。

【0020】

前記破壊用超音波U1は、被検体内において、前記超音波プローブ2に近い近部領域の造影剤を破壊する音圧の超音波である。前記画像作成用超音波U2は、前記破壊用超音波U1よりも低音圧であり被検体内の造影剤を破壊しない音圧の超音波である。

【0021】

ここで、近部領域とは、被検体内への造影剤の注入後における造影後期相において、造影剤によって輝度が高くなる領域である。図2に、超音波画像Gにおける近部領域NRの一例を示す。そして、この近部領域よりも深部(前記超音波プローブ2から遠い側)の領域においては、前記近部領域NRの造影剤によって超音波が反射、減衰し、輝度が低くなる。

【0022】

前記破壊用超音波U1の送信開口X1は、図3に示すように、同一の深さ位置のフォーカス(focus)Fを有する画像作成用超音波U2の送信開口X2よりも広くなっている。従って、前記破壊用超音波U1は前記画像作成用超音波U2よりもフォーカス付近のビーム幅が小さく、超音波の収束度合いが大きくなっている。前記送受信部3は、破壊用超音波U1を送信する場合、同一の深さ位置のフォーカスFを有する画像作成用超音波U2を送信する場合よりも超音波振動子の駆動数を多くして送信開口を広くする。

【0023】

ここで、送信開口が大きくなるほど、超音波の収束度合いが大きくなり、フォーカス付近のビーム幅が小さくなつて音圧が高くなるが、フォーカスから離れると急激にビーム幅が広がり音圧も急激に小さくなる。従って、前記破壊用超音波U1の送信開口X1を、同一の深さ位置のフォーカスFを有する画像作成用超音波U2の送信開口X2よりも大きくすることにより、フォーカスF付近の造影剤は破壊されるものの、フォーカスFから離れた位置の造影剤の破壊が抑制される。

【0024】

10

20

30

40

50

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ドータを前記エコードータ処理部4へ出力する。

【0025】

前記エコードータ処理部4は、前記送受信部3から出力されたエコードータに対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等の所定の処理を行う。この所定の処理は、造影剤からのエコー信号を含むデータに基づいて超音波画像を作成するために必要な公知の処理を含む。

【0026】

前記表示制御部5は、図4に示すように、表示画像作成部51、第一領域輝度検出部52、第二領域輝度検出部53及びカーソル設定部54を有している。前記表示画像作成部51は、スキャンコンバータ(Scan Converter)を含んで構成され、前記エコードータ処理部4で所定の処理がなされたデータを前記表示部6に表示される超音波画像データに基づく超音波画像(Bモード画像)を前記表示部6に表示する。

10

【0027】

前記第一領域輝度検出部52は、前記表示部6に表示された超音波画像Gに設定された第一領域R1(図8参照)の輝度を検出する。また、前記第二領域輝度検出部53は、前記表示部6に表示された超音波画像Gに設定された第二領域R2(図8参照)の輝度を検出する。そして、前記第一領域輝度検出部52及び前記第二領域輝度検出部53の輝度の検出に基づいて、前記送受信部3によって前記第一モードと前記第二モードの切替えが行われるようになっている。詳細は後述する。前記第一領域輝度検出部52及び前記第二領域輝度検出部53は、本発明における第一領域輝度検出部及び第二領域輝度検出部の実施の形態の一例である。

20

【0028】

ちなみに、前記第一領域輝度検出部52及び前記第二領域輝度検出部53による輝度の検出とは、画素値の検出を意味する。

【0029】

前記カーソル設定部54は、前記表示部6に表示された超音波画像Gに、前記操作部7からの入力に基づいてカーソルC(図9参照)を設定する。このカーソルCは、前記破壊用超音波U1のフォーカス位置を指示するためのものである。前記カーソル設定部54は、本発明における指示表示設定部の実施の形態の一例であり、また前記カーソルCは、本発明における指示表示の実施の形態の一例である。

30

【0030】

前記表示部6は、LCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)などで構成される。前記操作部7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。

【0031】

前記制御部8は、CPU(Central Processing Unit)を有して構成される。この制御部8は、HDD(Hard Disk Drive)などで構成される前記記憶部9に記憶された制御プログラムを読み出し、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。

40

【0032】

また、前記制御部8は、図5に示すように、送信モード切替判定部81とフォーカス設定部82とを有する。前記送信モード切替判定部81は、前記第一領域輝度検出部52と前記第二領域輝度検出部53の検出値に基づいて、前記第一モードでの超音波の送信と前記第二モードでの超音波の送信とを切り替えるタイミングの判定を行なうようになっている。そして、前記送信モード切替判定部81の判定に基づいて前記送受信部3が前記第一モードと前記第二モードの切替えを行なうようになっている。詳細は後述する。

【0033】

50

前記フォーカス設定部 8 2 は、前記破壊用超音波 U 1 及び前記画像作成用超音波 U 2 のフォーカスを設定するようになっている。そして、このフォーカス設定部 8 1 で設定されたフォーカスを有するように前記送受信部 3 が前記超音波プローブ 2 から超音波を送信するようになっている。前記フォーカス設定部 8 2 は、本発明におけるフォーカス設定部の実施の形態の一例である。

【 0 0 3 4 】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について図 6 のフローチャートに基づいて説明する。先ず、ステップ S 1 では、画像作成用超音波 U 2 のみを送信する第一モードでの超音波の送信を行ない、得られたエコー信号に基づく超音波画像 G を図 7 に示すように前記表示部 6 に表示する。

10

【 0 0 3 5 】

次に、ステップ S 2 では、前記送信モード切替判定部 8 1 が、前記第一領域輝度検出部 5 2 及び前記第二領域輝度検出部 5 3 の検出値に基づいて、前記第一モードでの超音波の送信から前記第二モードでの超音波の送信へ切り替えるか否かを判定する。具体的には、前記送信モード切替判定部 8 1 は、図 8 に示す前記超音波画像 G における第一領域 R 1 の輝度が第一閾値 T H 1 以上に上がり、なおかつ前記超音波画像 G における第二領域 R 2 の輝度が第二閾値 T H 2 以下に下がった場合、前記第一モードから前記第二モードへ切り替えるタイミングであると判定する。一方、前記送信モード切替判定部 8 1 は、前記第一領域 R 1 の輝度が前記第一閾値 T H 1 未満であるか、または前記第二領域 R 2 の輝度が前記第二閾値 T H 2 を超えている場合、前記第一モードから前記第二モードへ切り替えるタイミングではないと判定する。

20

【 0 0 3 6 】

ここで、前記第一領域 R 1 の輝度とは、例えば前記第一領域 R 1 の平均輝度であり、また前記第二領域 R 2 の輝度とは、例えば前記第二領域 R 2 の平均輝度である。

【 0 0 3 7 】

ここで、前記第一領域 R 1 及び前記第二領域 R 2 について説明する。前記第一領域 R 1 は、前記第二領域 R 2 よりも前記超音波プローブ 2 に近い側に設定され、被検体への造影剤の注入後における造影後期相において、造影剤によって輝度が高くなる前記近部領域 N R (図 8 では図示省略) を含むように設定される。一方、前記第二領域 R 2 は、前記第一領域 R 1 及び前記近部領域 N R よりも深部であって、造影後期相において輝度が低くなる領域に設定される。

30

【 0 0 3 8 】

ちなみに、造影後期相において造影剤によって輝度が高くなる近部領域 N R の幅や深さ方向における位置は、種々の条件によって変わる。従って、例えば超音波の送受信を開始する前などにおいて、予め操作者が造影後期相において輝度が高くなると判断する領域を指定して前記第一領域 R 1 を設定し、また前記第一領域 R 1 よりも深部であって、操作者が造影後期相において輝度が低くなると判断する領域を指定して前記第二領域 R 2 を設定する。一例としては、前記第一領域 R 1 は、超音波画像 G において、この超音波画像 G の上部から深部方向へ向かって 10 ~ 20 % の領域に設定され、また前記第二領域 R 2 は、超音波画像 G の上部から 50 ~ 60 % の領域に設定される。ただし、これに限られるものではない。

40

【 0 0 3 9 】

前記第一閾値 T H 1 及び前記第二閾値 T H 2 について説明する。前記第一閾値 T H 1 及び前記第二閾値 T H 2 は、操作者等によって設定されてもよいし、超音波診断装置 1 においてデフォルト値として設定されていてもよい。ここで、被検体に造影剤を注入して時間が経過し、造影後期相になると、近部領域の輝度が上がり、この近部領域よりも深部においては輝度が下がって観察が阻害される。従って、近部領域の輝度が上がり、一方で深部の輝度が観察が阻害されるほどに下がったときにおける近部領域の輝度が前記第一閾値 T H 1 として設定され、また深部の輝度が前記第二閾値 T H 2 として設定される。

【 0 0 4 0 】

50

前記ステップS2において、前記第一モードから前記第二モードへ切り替えるタイミングであると判定されると(ステップS2でYES)、ステップS3の処理へ移行する。一方、前記ステップS2において、前記第一モードから前記第二モードへ切り替えるタイミングではないと判定されると(ステップS2でNO)、ステップS1の処理へ戻る。

【0041】

ステップS3では、破壊用超音波U1のフォーカスを設定する。本例では、図9に示すように、操作者が操作部7を操作して、前記表示部6に表示された超音波画像Gに前記カーソルCを表示させる。そして、操作者は操作部7のトラックボール等を用いて、破壊用超音波U1のフォーカスを設定したい位置にカーソルCを移動させる。これにより、前記フォーカス設定部82は、前記カーソルCで指示された位置に前記破壊用超音波U1のフォーカスを設定する。

10

【0042】

ちなみに、前記画像作成用超音波U2のフォーカスは、前記ステップS1における第一モードでの超音波の送信前に設定される。この画像作成用超音波U2のフォーカス位置は、例えば前記破壊用超音波U1のフォーカス位置よりも深部に設定される。

【0043】

次に、ステップS4では、前記送受信部3は、破壊用超音波U1と画像作成用超音波U2とを同一音線上に連続して送信する第二モードでの超音波の送信に切り替える。図10に基づいて詳しく説明する。

20

【0044】

図10に示すように、第二モードでは、各音線Lについて、破壊用超音波U1を送信した後に画像作成用超音波U2を送信する。具体的には、先ず音線L1について、破壊用超音波U1の送信を行なった後、画像作成用超音波U2を送信する。そして、画像作成用超音波U2のエコー信号を受信する。次に、前記音線L1の隣の音線L2について、同様にして破壊用超音波U1の送信を行なった後、画像作成用超音波U2を送信する。そして、画像作成用超音波U2のエコー信号を受信する。これを音線Lnまで繰り返すことにより、一走査面について近部領域の造影剤が破壊され、また一フレーム分のエコー信号が得られる。そして、得られたエコー信号に基づく超音波画像Gが前記表示部6に表示される。

【0045】

ちなみに、上述のように前記破壊用超音波U1の送信開口X1は、同一の深さ位置のフォーカスを有する画像作成用超音波U2の送信開口X2よりも広くなっているので(図3)、特にフォーカスFが設定された近部領域の造影剤を対象にして破壊することができる。

30

【0046】

次に、ステップS5では、前記送信モード切替判定部81が、前記第一領域輝度検出部52及び前記第二領域輝度検出部53の検出値に基づいて、前記第二モードでの超音波の送信から前記第一モードでの超音波の送信へ切り替えるか否かを判定する。具体的には、前記送信モード切替判定部81は、前記第一領域R1の輝度が前記第一閾値TH1未満に下がり、なおかつ前記第二領域R2の輝度が前記第二閾値TH2を超えた場合、前記第二モードから前記第一モードへ切り替えるタイミングであると判定する。一方、前記送信モード切替判定部81は、前記第一領域R1の輝度が前記第一閾値TH1以上であるか、または前記第二領域R2の輝度が前記第二閾値TH2以下である場合、前記第二モードから前記第一モードへ切り替えるタイミングではないと判定する。

40

【0047】

ここで、前記破壊用超音波U1によって近部領域の造影剤が破壊されて消失すると、近部領域の輝度が低くなる。一方で、近部領域の造影剤が消失することによって、この近部領域の造影剤による超音波の反射、減衰が抑制されるので、この近部領域よりも深部の輝度は上昇する。従って、上述のように前記第一領域R1の輝度が前記第一閾値TH1未満に下がり、なおかつ前記第二領域R2の輝度が前記第二閾値TH2を超えた場合、前記第二モードから前記第一モードへ切り替えるタイミングであると判定する。

50

【0048】

前記ステップS5において、前記第二モードから前記第一モードへ切り替えるタイミングであると判定されると(ステップS5でYES)、ステップS6の処理へ移行する。一方、前記ステップS5において、前記第二モードから前記第一モードへ切り替えるタイミングではないと判定されると(ステップS5でNO)、ステップS4の処理へ戻って、引き続き第二モードでの超音波の送信を行なう。

【0049】

ステップS6では、操作者による前記操作部7からの撮影停止の入力があるか否か判定する。撮影停止の入力があれば(ステップS6でYES)処理を終了し、撮影停止の入力がなければ(ステップS6でNO)ステップS1へ戻り、第一モードでの送信を行なう。

10

【0050】

以上により、近部領域の造影剤の影響によって深部の観察が阻害されず良好な観察を行なうことができる。

【0051】

次に、本実施形態の変形例について説明する。この変形例では、前記破壊用超音波U1のフォーカス位置を自動的に設定する。具体的に説明すると、この変形例の表示制御部5は、図11に示すように、前記表示画像作成部51、前記第一領域輝度検出部52、前記第二領域輝度検出部53及び前記カーソル設定部54の他、フォーカス設定用輝度検出部55を有している。

20

【0052】

前記フォーカス設定用輝度検出部55は、前記表示部6に表示された超音波画像Gの全体の輝度を検出する。前記フォーカス設定用輝度検出部55は、本発明における輝度検出部の実施の形態の一例である。

【0053】

この変形例では、前記フォーカス設定部82は、前記フォーカス設定用輝度検出部54で検出される輝度に基づいて、前記破壊用超音波U1のフォーカスの設定を行なう。具体的に図12に基づいて説明する。図12(A)の超音波画像Gにおいて斜線が示されている領域は、造影後期相において輝度が上昇する近部領域NRである。ここでは、近部領域NRを造影後期相において所定の輝度値Br以上になる領域とする。前記所定の輝度値Brは、例えば操作者によって予め設定される。また、図12(B)には図12(A)の超音波画像Gにおける音線Lの深さ方向の輝度を表すグラフが示されている。

30

【0054】

前記フォーカス設定部82は、先ず前記フォーカス設定用輝度検出部55で検出される輝度が、予め設定された前記所定の輝度値Brになっている深さ位置D1,D2を特定する。この深さ位置D1,D2は前記近部領域NRの端部である。そして、前記フォーカス設定部82は、前記深さ位置D1,D2の中間位置Dをフォーカス位置とする。

【0055】

前記フォーカス設定部82は、上述のようにして音線毎にフォーカス位置を設定してもよい。また、音線毎にフォーカス位置を求めた後にその平均の深さ位置を求め、この平均の深さ位置を全音線のフォーカス位置として設定してもよい。

40

【0056】

以上、本発明を前記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、前記実施形態においては、前記第一領域輝度検出部52及び前記第二領域輝度検出部53の検出値に基づいて前記第一モードと前記第二モードの切替えを自動的に行なっているが、これに限られるものではない。操作者が前記第一モードと前記第二モードの切替タイミングを判断して前記操作部7において切替えを指示入力するようにしてもよい。この場合、前記操作部7は、本発明における切替指示入力部の実施の形態の一例である。具体的に説明すると、前記第一モードでの送信を行なっている場合において、前記表示部6に表示された超音波画像Gにおける前記第一領域R1の輝度が上がり、なおかつ前記超音波画像Gにおける前記第二領域R2の輝

50

度が下がった場合に、操作者が前記操作部 7において第二モードへ移行する指示を入力することにより、前記送受信部 3が第二モードの送信を開始するようにしてもよい。この場合、第二モードでの送信を、予め設定されたフレーム数分行なった後に、第一モードの送信に戻るようにもよいし、第一モードへ移行する指示入力が前記操作部 7において行なわれるまで第二モードでの送信を継続するようにしてもよい。

【0057】

また、前記ステップ S 2において、前記送信モード切替判定部 8 1は、前記第一領域 R 1の輝度が第一閾値 TH 1以上に上がるか、または前記第二領域 R 2の輝度が第二閾値 TH 2以下に下がった場合のいずれかの場合に、前記第一モードから前記第二モードへ切り替えるタイミングであると判定してもよい。

10

【0058】

さらに、前記ステップ S 5において、前記送信モード切替判定部 8 1は、前記第一領域 R 1の輝度が前記第一閾値 TH 1未満に下がった場合、または前記第二領域 R 2の輝度が前記第二閾値 TH 2を超えた場合のいずれかの場合に、前記第二モードから前記第一モードへ切り替えるタイミングであると判定してもよい。

【符号の説明】

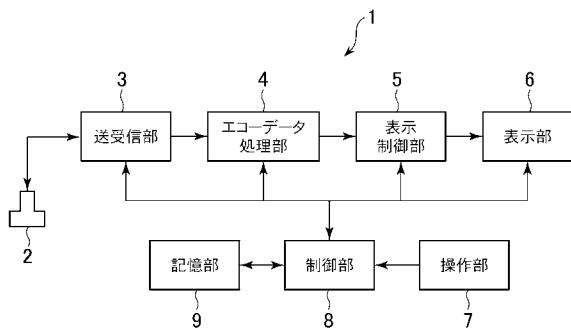
【0059】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信部（送信部）
- 6 表示部
- 7 操作部（切替指示入力部、
5 2 第一領域輝度検出部
5 3 第二領域輝度検出部
5 4 カーソル設定部（指示表示設定部）
5 5 フォーカス設定用輝度検出部（輝度検出部）
8 2 フォーカス設定部
U 1 破壊用超音波
U 2 画像作成用超音波
- N R 近部領域
- R 1 第一領域
- R 2 第二領域
- X 1、X 2 送信開口
- C カーソル（指示表示）

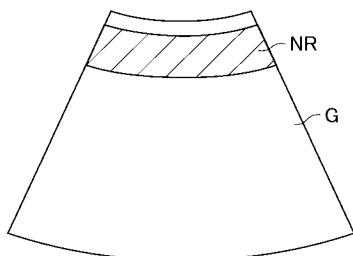
20

30

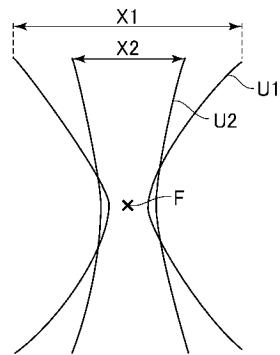
【図1】



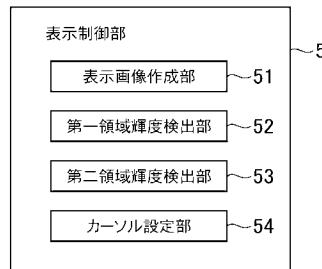
【図2】



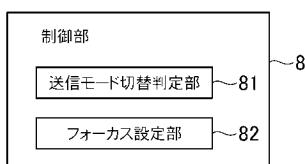
【図3】



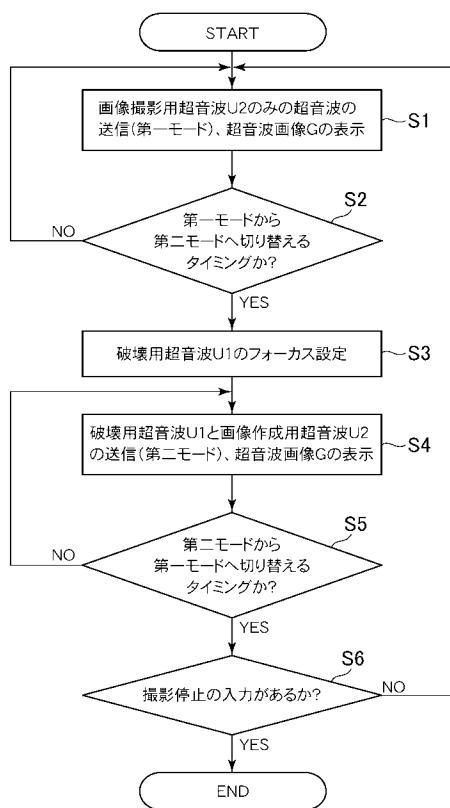
【図4】



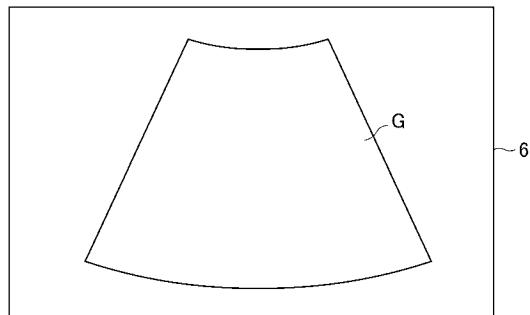
【図5】



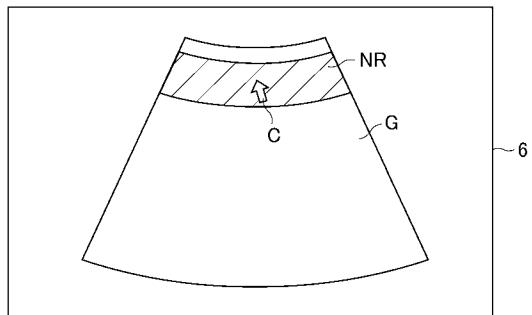
【図6】



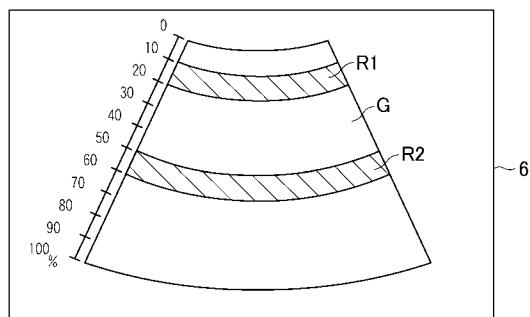
【図7】



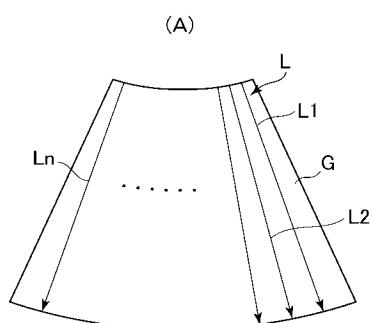
【図9】



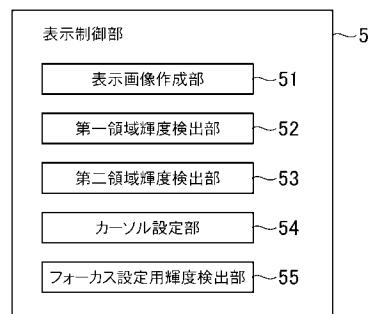
【図8】



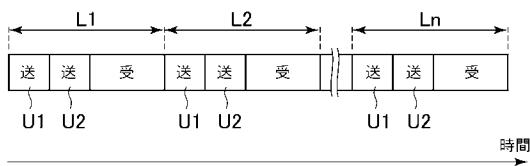
【図10】



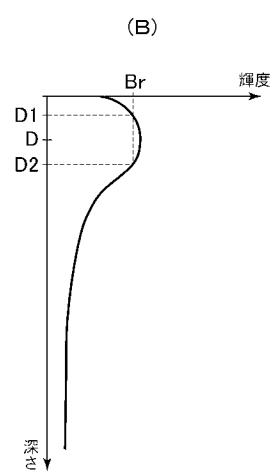
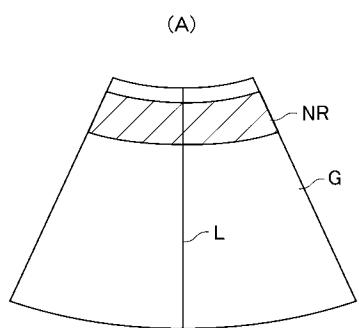
【図11】



(B)



【図 1 2】



フロントページの続き

(72)発明者 橋本 浩

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 G Eヘルスケア・ジャパン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DE06 EE04 HH05 HH16 HH29 JB36 JB40 KK31

| | | | |
|-------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声诊断设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP2011229688A | 公开(公告)日 | 2011-11-17 |
| 申请号 | JP2010102796 | 申请日 | 2010-04-28 |
| 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 | 小出徹雄 橋本浩 | | |
| 发明人 | 小出 徹雄 橋本 浩 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| FI分类号 | A61B8/00 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/DE06 4C601/EE04 4C601/HH05 4C601/HH16 4C601/HH29 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/KK31 | | |
| 代理人(译) | 伊藤亲 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其能够基于来自造影剂的回波信号令人满意地观察超声图像中的深部。摘要：用于破坏受试者中靠近超声波探头的近区域中的造影剂的破坏性超声波U1和用于产生不破坏造影剂的超声波图像的超声波U1以及显示单元，用于显示基于超声波U2的回波信号产生的超声图像，用于产生图像。特征。.The 10

