

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5829102号
(P5829102)

(45) 発行日 平成27年12月9日(2015. 12. 9)

(24) 登録日 平成27年10月30日(2015. 10. 30)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14

請求項の数 9 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2011-238146 (P2011-238146)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成23年10月31日(2011. 10. 31)		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
(65) 公開番号	特開2013-94312 (P2013-94312A)		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
(43) 公開日	平成25年5月20日(2013. 5. 20)	(74) 代理人	100137545
審査請求日	平成26年6月12日(2014. 6. 12)		弁理士 荒川 聡志
		(72) 発明者	劉 磊
			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	富永 昌彦
			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】

被検体に対して超音波を送信してエコー信号を取得する超音波プローブと、
前記エコー信号に基づいてBモードデータを作成するBモードデータ作成部と、
前記エコー信号に基づいてBフローデータを作成するBフローデータ作成部と、
前記Bモードデータにおいて、前記Bフローデータが得られた部分と対応する部分につ
いて、第一の対象であるか第二の対象であるかを前記Bモードデータのデータ値に基づい
て判定する判定部と、

該判定部によって第二の対象であると判定された部分に対する後方散乱を、前記Bモー
ドデータに基づいて検出する後方散乱検出部と、

前記判定部によって第一の対象であると判定された部分及び後方散乱が検出された第二
の対象が、後方散乱が検出されない第二の対象とは区別して表示された前記被検体につい
ての画像が表示される表示部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記判定部によって第一の対象であると判定された部分及び後方散乱が検出された第二
の対象は、同一表示形態で表示され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】

前記第一の対象及び後方散乱が検出された第二の対象は、超音波の送信によって振動す

10

20

る微小構造物であ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 4】

被検体に対して超音波を送信してエコー信号を取得する超音波プローブと、
前記エコー信号に基づいて B モードデータを作成する B モードデータ作成部と、
前記エコー信号に基づいて B フローデータを作成する B フローデータ作成部と、
前記 B モードデータに基づいて、前記 B フローデータが得られた部分に対する後方散乱を検出する後方散乱検出部と、

前記 B フローデータが得られた部分のうち、後方散乱が検出されたものが、後方散乱が検出されなかったものとは区別して表示された前記被検体についての画像が表示される表示部と、

10

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

前記後方散乱検出部は、フーリエ変換によって後方散乱の検出を行なう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 6】

前記 B フローデータは、前記エコー信号に対して B フロー処理を行なって得られたローデータ又は該ローデータをスキャンコンバータによって走査変換して得られた B フロー画像データであることを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記 B モードデータは、前記エコー信号に対して B モード処理を行なって得られたローデータ又は該ローデータをスキャンコンバータによって走査変換して得られた B モード画像データであ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。

20

【請求項 8】

前記判定部は、B フローデータが得られた部分と対応する部分における B モードデータのデータ値が、周囲よりも大きい場合に第一の対象であると判定することを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

コンピュータに、

被検体に対して超音波プローブにより超音波を送信して取得されたエコー信号に基づいて B モードデータを作成する B モードデータ作成機能と、

30

前記エコー信号に基づいて B フローデータを作成する B フローデータ作成機能と、

前記 B モードデータにおいて、前記 B フローデータが得られた部分と対応する部分について、第一の対象であるか第二の対象であるかを前記 B モードデータのデータ値に基づいて判定する判定機能と、

該判定機能によって第二の対象であると判定された部分に対する後方散乱を、前記 B モードデータに基づいて検出する後方散乱検出機能と、

前記判定機能によって第一の対象であると判定された部分及び後方散乱が検出された第二の対象が、後方散乱が検出されない第二の対象とは区別して表示された前記被検体についての画像を表示させる表示画像制御機能と、

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。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に対して超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて B フローデータが作成され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】

被検体に超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて作成される超音波画像を表示する超音波診断装置が知られている。例えば、非特許文献 1、2 には、超音波画像として、静止している生体組織に対する血流動態を画像化することができる B フロー (B - f l

50

ow) 画像が開示されている。Bフロー画像は、coded excitationの手法により、静止している生体組織からの信号を排除し、超音波の送信により振動している微小構造物や血流などの動きのある部分の信号を抽出して作成される画像である。

【0003】

Bフロー画像には、白黒のBフロー画像とBフローカラー画像（例えば、非特許文献3参照）とがある。白黒のBフロー画像では、血流を始めとして動いている部分が高輝度で表示され、Bフローカラー画像では、動いている部分がカラーで表示される。

【0004】

ところで、乳癌になると、乳房組織に微小石灰化が生じることが知られている。しかし、微小石灰化部はBモード画像では認識しにくい。一方、白黒のBフロー画像においては、微小石灰化部が高輝度で表示されるので、Bフロー画像が微小石灰化の観察に適していることが、非特許文献4に開示されている。

10

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】Richard Y. chiao, Larry Y. Mo et al., B-Mode Blood Flow (B-Flow) Imaging, Ultrasonics Symposium, 2000 IEEE, 米国, IEEE, 2000年, vol. 2, PP. 1469-1472

【非特許文献2】西岡真樹子, 「B-flowによるフローイメージング 3D法を含めて」, 臨床画像, メジカルビュー社, 2008年5月, vol. 24, No. 5, p. 627-630

20

【非特許文献3】Hamazaki Naoki, 外11名, 「the usefulness of B-FLOW COLOR for the subpleural lesions」, Japanese Journal of Clinical Radiology, 2007, vol. 52, No. 1, p. 119-128

【非特許文献4】Luca Brunese, 外7名, 「A New Marker for Diagnosis of Thyroid Papillary Cancer」, J Ultrasound Med, 米国, American Institute of Ultrasound in Medicine, 2008, vol. 27, p. 1187-1194

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

白黒のBフロー画像においては、上述のように血流を始めとして動いているものの輝度が高く表示される。従って、微小石灰化部が周囲の組織と比較して高輝度で表示される理由は、送信された超音波の音圧によって微小石灰化部が振動しているためであると考えられる。本願発明者は、Bフローカラー画像においても、微小石灰化部がカラーで表示されることを確認している。

【0007】

40

しかし、Bフロー画像において高輝度又はカラーで表示されるのは微小石灰化部に限られるわけではない。例えば、血流部分も、Bフロー画像においては高輝度で表示され、Bフローカラー画像においてはカラーで表示される。従って、Bフロー画像において、高輝度又はカラーで表示されている部分が、微小石灰化部であるのか、血流部分であるのか見分けが困難な場合がある。

【0008】

一方、Bモード画像では、血流部分は暗く表示され、微小石灰化部はこれよりも高輝度で表示される。本願発明者は、このような点に着目し、より確実に微小石灰化部等の観察対象の存在を確認することができる超音波新装置及びその制御プログラムについて鋭意検討し本願発明に至った。

50

【課題を解決するための手段】

【0009】

上述の課題を解決するためになされた発明は、被検体に対して超音波を送信してエコー信号を取得する超音波プローブと、前記エコー信号に基づいてBモードデータを作成するBモードデータ作成部と、前記エコー信号に基づいてBフローデータを作成するBフローデータ作成部と、前記Bモードデータにおいて、前記Bフローデータが得られた部分と対応する部分について、第一の対象であるか第二の対象であるかを前記Bモードデータのデータ値に基づいて判定する判定部と、この判定部によって第二の対象であると判定された部分に対する後方散乱を、前記Bモードデータに基づいて検出する後方散乱検出部と、前記判定部によって第一の対象であると判定された部分及び後方散乱が検出された第二の対象が、後方散乱が検出されない第二の対象とは区別して表示された前記被検体についての画像が表示される表示部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0010】

また、上述の課題を解決するためになされた他の発明は、被検体に対して超音波を送信してエコー信号を取得する超音波プローブと、前記エコー信号に基づいてBモードデータを作成するBモードデータ作成部と、前記エコー信号に基づいてBフローデータを作成するBフローデータ作成部と、前記Bモードデータに基づいて、前記Bフローデータが得られた部分に対する後方散乱を検出する後方散乱検出部と、前記Bフローデータが得られた部分のうち、後方散乱が検出されたものが、後方散乱が検出されなかったものとは区別して表示された前記被検体についての画像が表示される表示部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

20

【発明の効果】

【0011】

上記観点の発明によれば、前記判定部によって第一の対象であると判定された部分及び後方散乱が検出された第二の対象が、後方散乱が検出されない第二の対象とは区別して表示された前記被検体についての画像が表示されることにより、より確実に微小石灰化部等の観察対象の存在を確認することができる。

【0012】

上記他の観点の発明によれば、前記Bフローデータが得られた部分のうち、後方散乱が検出されたものが、後方散乱が検出されなかったものとは区別して表示された前記被検体についての画像が表示されることにより、より確実に微小石灰化部等の観察対象の存在を確認することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0013】

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

【図2】第一実施形態の表示制御部の詳細構成を示すブロック図である。

【図3】Bモード画像及びBフロー画像が表示された表示部を示す図である。

【図4】Bフロー画像において、微小石灰化表示及び疑微小石灰化表示を表示するための処理を示すフローチャートである。

40

【図5】判定部の判定処理を説明するための図であり、Bモードデータの一部を示す概念図である。

【図6】第二実施形態の表示制御部の詳細構成を示すブロック図である。

【図7】第二実施形態において、微小石灰化表示及び疑微小石灰化表示をBフロー画像に表示するための処理を示すフローチャートである。

【図8】微小石灰化表示及び疑微小石灰化表示の他例が表示された表示部を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、本発明の実施形態について説明する。

50

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について、図1～図5に基づいて説明する。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、Bモード処理部4、Bフロー処理部5、表示制御部6、表示部7、操作部8、制御部9及びHDD(Hard Disk Drive)10を備える。

【0015】

前記超音波プローブ2は、複数の超音波振動子(図示省略)から被検体に対して超音波を送信する。前記超音波プローブ2は、音線順次で超音波の走査を行なって超音波を送信する。また、前記超音波プローブ2は、前記超音波振動子において超音波のエコー信号を受信する。前記超音波プローブ2は、本発明における超音波プローブの実施の形態の一例である。

10

【0016】

前記送受信部3は、前記超音波プローブ2から所定の走査条件で超音波を送信するための電気信号を、前記制御部9からの制御信号に基づいて前記超音波プローブ2に供給する。また、前記送受信部3は、前記超音波プローブ2で受信したエコー信号について、A/D変換、整相加算処理等の信号処理を行なう。

【0017】

前記Bモード処理部4は、前記送受信部3から出力されたエコー信号のデータに対しBモード処理を行ない、Bモードデータを作成する(本発明におけるBモードデータ作成機能)。Bモード処理には、例えば対数圧縮処理、包絡線検波処理等が含まれる。前記Bモード処理部4は、本発明におけるBモードデータ作成部の実施の形態の一例である。

20

【0018】

前記Bフロー処理部5は、前記送受信部3から出力されたエコー信号のデータに対しBフロー処理を行ない、Bフローデータを作成する(本発明におけるBフローデータ作成機能)。前記Bフロー処理部5は、静止している生体組織からの信号を排除し、超音波の送信により振動している微小構造物や血流などの動きのある部分の信号を抽出してBフローデータを作成する。前記Bフロー処理部5は、本発明におけるBフローデータ作成部の実施の形態の一例である。

【0019】

前記表示制御部6は、図2に示すように、判定部61、後方散乱検出部62及び表示画像制御部63を有している。前記判定部61は、前記Bモードデータにおいて、前記Bフローデータが得られた部分と対応する部分について、第一の対象であるか第二の対象であるかをBモードデータのデータ値に基づいて判定する(本発明における判定機能)。詳細は後述する。前記判定部61は、本発明における判定部の実施の形態の一例である。

30

【0020】

前記後方散乱検出部62は、微小散乱体としてふるまう微小構造物による後方散乱を前記Bモードデータに基づいて検出する(本発明における後方散乱検出機能)。詳細は後述する。前記後方散乱検出部62は、本発明における後方散乱検出部の実施の形態の一例である。

【0021】

前記表示画像制御部63は、Bモードデータをスキャンコンバータ(scan converter)によって走査変換してBモード画像データを作成する。また、前記表示画像制御部63は、前記Bフローデータをスキャンコンバータによって走査変換してBフロー画像データを作成する。

40

【0022】

また、前記表示画像制御部63は、前記Bモード画像データに基づくBモード画像及び前記Bフロー画像データに基づくBフロー画像を前記表示部7に表示させる。このBフロー画像は、移動体の輝度が静止体の輝度よりも高い白黒の画像や、移動体の速度や移動方向に応じた色相を有するカラー(color)画像(Bフローカラー画像)である。

【0023】

50

また、前記表示画像制御部 63 は、前記 B フロー画像を B モード画像と合成して得られた合成画像を表示させる。

【0024】

B モード画像データに変換される前の B モードデータ及び B フロー画像データに変換される前の B フローデータをローデータ (raw data) と云うものとする。本発明における B モードデータには、ローデータとしての B モードデータその他、B モード画像データも含まれるものとする。また、本発明における B フローデータには、ローデータとしての B フローデータその他、B フロー画像データも含まれるものとする。

【0025】

また、前記表示画像制御部 63 は、微小石灰化表示 X 及び疑微小石灰化表示 Y を前記表示部 7 に表示させる。詳細は後述する (本発明における表示画像制御機能)。

10

【0026】

前記表示部 7 は、例えば LCD (Liquid Crystal Display) や CRT (Cathode Ray Tube) などで構成される。前記表示部 7 は、本発明における表示部の実施の形態の一例である。

【0027】

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。

【0028】

前記制御部 9 は、特に図示しないが CPU (Central Processing Unit) を有して構成される。この制御部 9 は、前記 HDD 10 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。

20

【0029】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。操作者は、被検体における対象部位の表面に前記超音波プローブ 2 を当接した状態で、この超音波プローブ 2 によって超音波の送受信を行なう。超音波の送受信の対象部位は、例えば胸部である。本例では、B モード用の超音波の送受信と B フロー用の超音波の送受信とを行なう。前記制御部 9 は、B モード用の送受信時には、B モードデータの作成に適したスキャンパラメータで前記超音波プローブ 2 による超音波の送受信が行われるよう、前記送受信部 3 へ制御信号を出力する。また、前記制御部 9 は、B フロー用の送受信時には、B フローデータの作成に適したスキャンパラメータで前記超音波プローブ 2 による超音波の送受信が行われるよう、前記送受信部 3 へ制御信号を出力する。

30

【0030】

超音波の送受信は、被検体における三次元領域について行なわれてもよいし、二次元領域のみについて行なわれてもよい。

【0031】

前記 B モード処理部 4 は、B モード用の送受信によって得られたエコー信号に対して B モード処理を行なって B モードデータを作成する。また、前記 B フロー処理部 5 は、B フロー用の送受信によって得られたエコー信号に対して B フロー処理を行なって B フローデータを作成する。

40

【0032】

このようにして B モードデータ及び B フローデータが得られると、前記表示画像制御部 63 は、図 3 に示すように、B モードデータに基づく B モード画像 BM を表示させる。また、前記表示画像制御部 63 は、前記 B フローデータに基づく B フロー画像 BF 及び B モード画像 BM が合成された合成画像 CG を前記表示部 7 に表示させる。前記 B フロー画像 BF は、例えば B フローカラー画像である。

【0033】

本例では、B モード画像 BM 及び合成画像 CG は被検体についての三次元画像である。ただし、B モード画像 BM 及び合成画像 CG は二次元画像であってもよい。

【0034】

50

なお、図 3 では、B モード画像 B M 及び合成画像 C G は、単純化して立方体で示されている。

【0035】

前記 B フロー画像 B F においては、観察対象である微小石灰化部が、微小石灰化部と疑われる部分とは区別して表示されている。本例では、B フローデータが得られた部分について、微小石灰化部であることを示す微小石灰化表示 X か、微小石灰化部であることが疑われることを示す疑微小石灰化表示 Y のいずれかが、B フロー画像において表示されている。具体的な処理について、図 4 のフローチャートに基づいて説明する。この図 4 の処理は、B フローデータが得られた部分についての処理である。

【0036】

まず、ステップ S 1 では、前記判定部 6 1 は、B モードデータにおいて、B フローデータが得られた部分と対応する部分（被検体において同一部分）を特定する。

【0037】

次に、ステップ S 2 では、前記判定部 6 1 は、B モードデータにおいて、前記ステップ S 1 で特定された部分について、第一の対象であるか第二の対象であるかを B モードデータのデータ値に基づいて判定する。

【0038】

前記判定部 6 1 の判定処理について、具体的に図 5 に基づいて説明する。前記判定部 6 1 は、B モードデータ B D において、ステップ S 1 で特定された部分 P の周囲に領域 R を設定する。前記部分 P は、一画素に対応するものであってもよいし、複数画素（例えば B フローデータが得られた部分）に対応するものであってもよい。

【0039】

ちなみに、図 5 において、前記部分 P は、説明の便宜上丸印で示されており、前記領域 R は説明の便宜上二点鎖線で示されている。図 5 において、B モードデータ B D は平面的に示されているが、図 5 は概念図であり、実際には、B モードデータ B D は各音線についてのデータである。

【0040】

次に、前記判定部 6 1 は、前記領域 R における B モードデータ B D のデータ値の平均値と前記部分 P のデータ値とを比較する。前記部分 P が複数画素に対応するものである場合、この複数画素のデータ値の平均値を前記部分 P のデータ値として用いる。

【0041】

前記データ値は B モード画像の輝度に対応したものである。前記判定部 6 1 は、前記領域 R の平均値よりも前記部分 P のデータ値の方が大きい場合（前記領域 R の平均輝度よりも前記部分 P の輝度が高い場合）、第一の対象であると判定する。一方、前記判定部 6 1 は、前記部分 P のデータ値が前記領域 R の平均値以下である場合、第二の対象であると判定する。

【0042】

前記判定部 6 1 により、第二の対象であると判定された部分については、ステップ S 3 へ移行し（ステップ S 2 において「NO」）、このステップ S 3 の処理が行なわれる。一方、第一の対象であると判定された部分については、ステップ S 4 へ移行し（ステップ S 2 において「YES」）、このステップ S 4 の処理が行われる。

【0043】

ステップ S 3 では、前記後方散乱検出部 6 2 が、B モードデータにおいて後方散乱が検出されたか否かを判定する。前記後方散乱検出部 6 2 は、第二の対象であると判定された部分に対する後方散乱の検出を行なう。

【0044】

ちなみに、血液などの液体に対しては、後方散乱が生じない。一方、微小構造物等の個体に対しては、後方散乱が生じる。

【0045】

前記後方散乱検出部 6 2 は、前記 B モードデータに対して二次元 F F T （F a s t F

10

20

30

40

50

ourier Transform) 処理などのフーリエ変換処理を行ない、微小散乱体としてふるまう微小構造物による後方散乱を検出する。二次元FFTを行なう領域の位置及び大きさは、第二の対象であると判定された部分の位置及び面積に応じて決定される。三次元画像が表示される場合、二次元FFTは複数の送受信面について行なわれ、二次元FFTの対象となる送受信面の数は、第二の対象であると判定された部分の体積に応じて設定される。

【0046】

ここで、二次元FFTで得られる周波数スペクトルは、後方散乱が生じている部分において特異的な周波数スペクトルを示す。従って、前記後方散乱検出部62は、二次元FFT処理で得られた周波数スペクトルに基づいて後方散乱を検出する。

10

【0047】

ステップS3において後方散乱が検出された第二の対象については、ステップS4へ移行し(ステップS3において「YES」)、このステップS4の処理が行われる。一方、ステップS3において後方散乱が検出されない第二の対象については、ステップS5へ移行し(ステップS3において「NO」)、このステップS5の処理が行われる。

【0048】

ステップS2又はステップS3からステップS4へ移行すると、このステップS4では、第一の対象であると判定された部分及び後方散乱が検出された第二の対象について、前記表示画像制御部63が微小石灰化表示Xを表示させる。

【0049】

20

微小石灰化表示Xは、例えば通常のBフローカラー画像の表示、すなわち移動体の速度や移動方向に応じた色相を有するカラー画像である。

【0050】

一方、ステップS5へ移行すると、後方散乱が検出されなかった第二の対象について、前記表示画像制御部63が疑微小石灰化表示Yを表示させる。疑微小石灰化表示Yは、例えばBフローカラー画像を半透明にした表示である。

【0051】

ここで、仮に前記部分Pが血流部分であったとすると、血流部分はBモード画像において低輝度で表示されるので、Bモード画像において、前記部分Pは周辺よりも高輝度で表示されず、後方散乱も生じない。そこで、ステップS2において前記部分Pは第二の対象と判定され、ステップS3において後方散乱は検出されないので、微小石灰化表示Xは表示されない。

30

【0052】

一方、仮に前記部分Pが微小石灰化部であり、その周囲に血流などが存在している場合、Bモード画像において前記部分Pは周囲より高輝度で表示される。従って、ステップS2において、前記部分Pが前記領域Rの平均輝度よりも高輝度であれば、ステップS4において、微小石灰化表示Xが表示される。

【0053】

また、前記部分Pが微小石灰化部であったとしても、Bモード画像において周辺組織も高輝度である場合もある。この場合には、ステップS2において前記部分Pは第二の対象と判定される。そこで、ステップS3において、後方散乱の有無を調べ、後方散乱が検出された場合にはステップS4において微小石灰化表示Xが表示される。

40

【0054】

以上説明した本例によれば、前記微小石灰化表示Xは、BフローデータのみでなくBモードデータも参照して表示されるので、より確実に微小石灰化部の存在を確認できる画像を表示することができる。

【0055】

また、ステップS3における後方散乱の検出は、ステップS2において第二の対象と判定されたものについてのみ行われるので、演算処理に時間を要するFFTを必ずしも行なう必要がない。従って、リアルタイムでの画像表示も可能である。

50

【0056】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について図6及び図7に基づいて説明する。ただし、第一実施形態と同一の構成については同一の符号を付して説明を省略する。

【0057】

本例では、図6に示すように、前記表示制御部6は、前記判定部61を有しておらず、前記後方散乱検出部62、前記表示画像制御部63及び特定部64を有している。

【0058】

本例においても、Bフロー画像において、前記微小石灰化表示X及び前記疑微小石灰化表示Yが表示される(図3参照)。具体的な処理について図7のフローチャートに基づいて説明する。この図7の処理も、Bフローデータが得られた部分についての処理である。

10

【0059】

先ず、ステップS11では、前記ステップS1と同様に、前記特定部64が、Bモードデータにおいて、Bフローデータが得られた部分と対応する部分を特定する。

【0060】

次に、ステップS12では、前記後方散乱検出部62が、Bモードデータにおいて後方散乱が検出されたか否かを判定する。前記後方散乱検出部62は、Bフローデータが得られた部分に対する後方散乱の検出を行なう。前記後方散乱検出部62は、前記ステップS3と同様にして後方散乱の検出を行なう。

【0061】

20

Bフローデータが得られた部分のうち、ステップS12において後方散乱が検出されたものについては、ステップS13へ移行し(ステップS12において「YES」)、このステップS13の処理が行われる。一方、Bフローデータが得られた部分のうち、ステップS12において後方散乱が検出されなかったものについては、ステップS14の処理へ移行し(ステップS12において「NO」)、このステップS14の処理が行われる。

【0062】

ステップS13では、前記Bフローデータが得られた部分のうち、後方散乱が検出されたものについて、前記ステップS4と同様に、前記表示画像制御部63が微小石灰化表示Xを表示させる(図3参照)。

【0063】

30

ステップS14では、前記Bフローデータが得られた部分のうち、後方散乱が検出されなかったものについて、前記ステップS5と同様に、前記表示画像制御部63が疑微小石灰化表示Yを表示させる(図3参照)。

【0064】

以上説明した本例によれば、Bフローデータが得られた部分のうち、Bモードデータにおいて後方散乱が検出されたものについて、前記微小石灰化表示Xが表示されることにより、より確実に微小石灰化部の存在を確認できる画像を表示することができる。

【0065】

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、前記ステップS1及びS11において、Bフローデータが得られた部分のうち、Bモードデータにおいてデータ値が所定の値よりも低い部分を除いてもよい。この場合、ステップS2及びS12において、Bモードデータのデータ値が所定の値以上の部分を対象にして処理を行なってもよい。これにより、比較的大きな血流部分が排除された部分を対象にして、ステップS2及びS12の処理を行なうことができ、より確実に微小石灰化部に前記微小石灰化表示Xを表示させることができる。

40

【0066】

また、前記表示部7に表示される画像は上述のものに限られるものではない。例えば、図3においてBモード画像BMは表示されなくてもよい。また、Bフロー画像をBモード画像と合成しなくてもよい。また、白黒のBフロー画像において、微小石灰化表示Xは、

50

例えば疑石灰化表示Yよりも輝度を高くした表示であってもよい。

【0067】

また、Bモード画像及びBフロー画像が表示されなくてもよい。この場合、例えば図8に示すように、超音波の送受信領域を示す図形Gに前記微小石灰化表示X及び前記疑微小石灰化表示Yが表示されてもよい。

【0068】

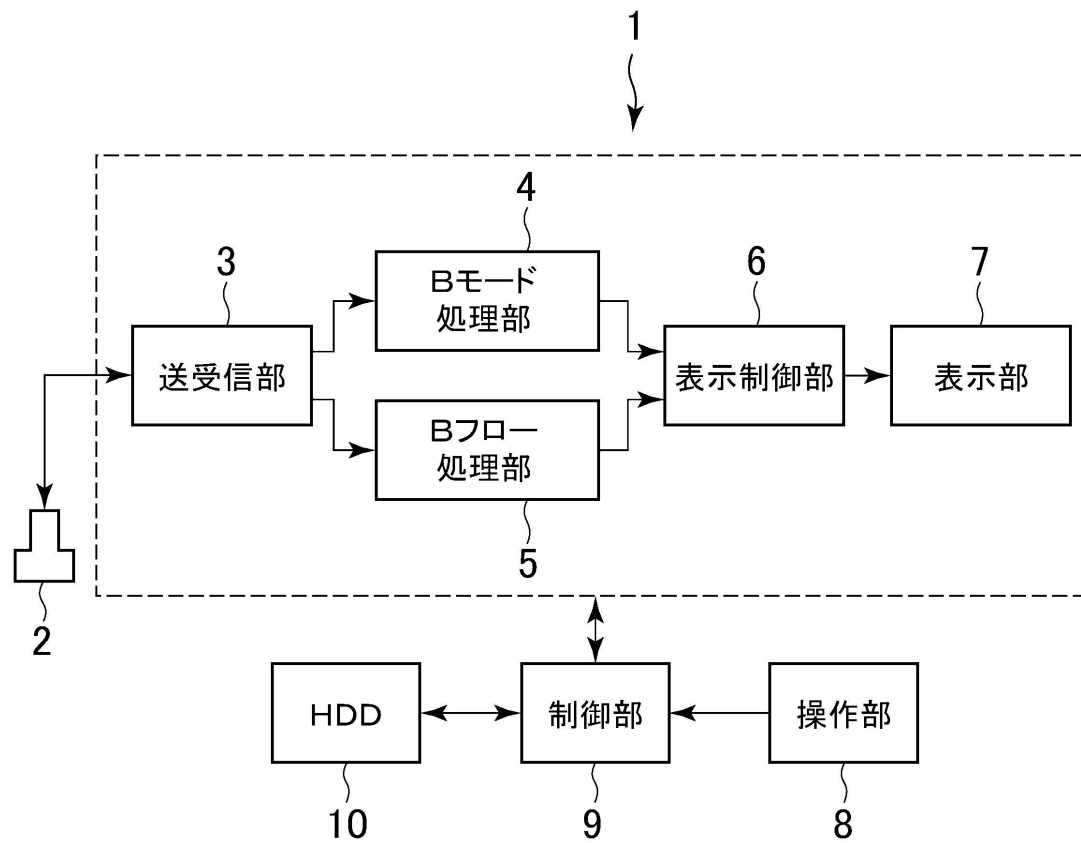
また、上述のステップS1～S3やステップS11、S12の処理は、Bモード画像データやBフロー画像データを対象に行ってもよい。

【符号の説明】

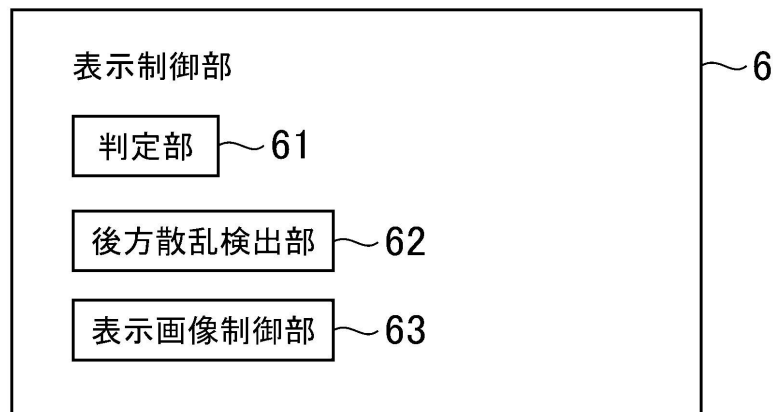
【0069】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 4 Bモード処理部（Bモードデータ作成部）
- 5 Bフロー処理部（Bフローデータ作成部）
- 7 表示部
- 61 判定部
- 62 後方散乱検出部
- X 微小石灰化表示
- Y 疑微小石灰化表示

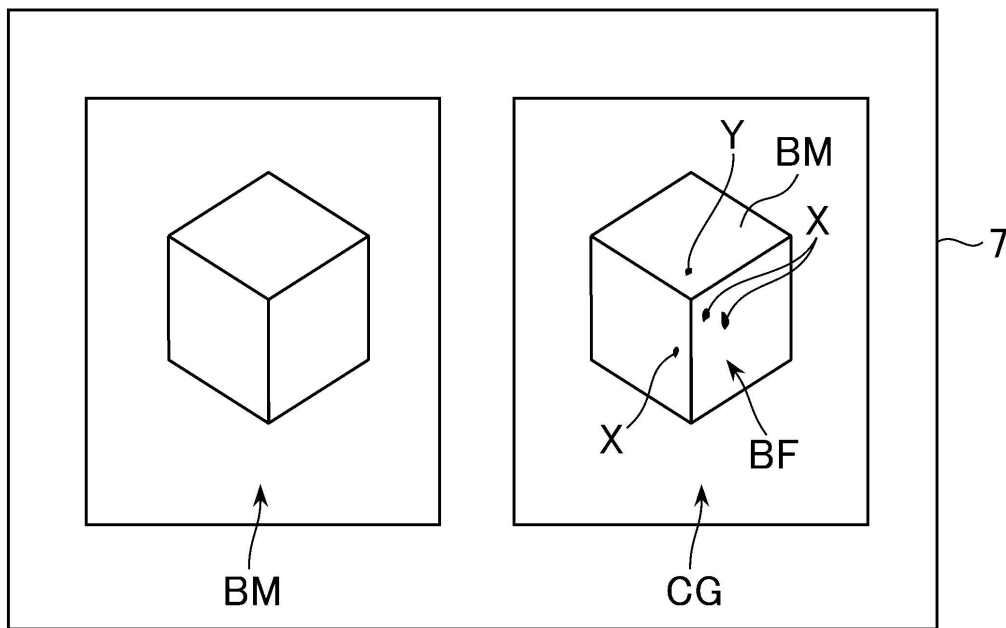
【図 1】



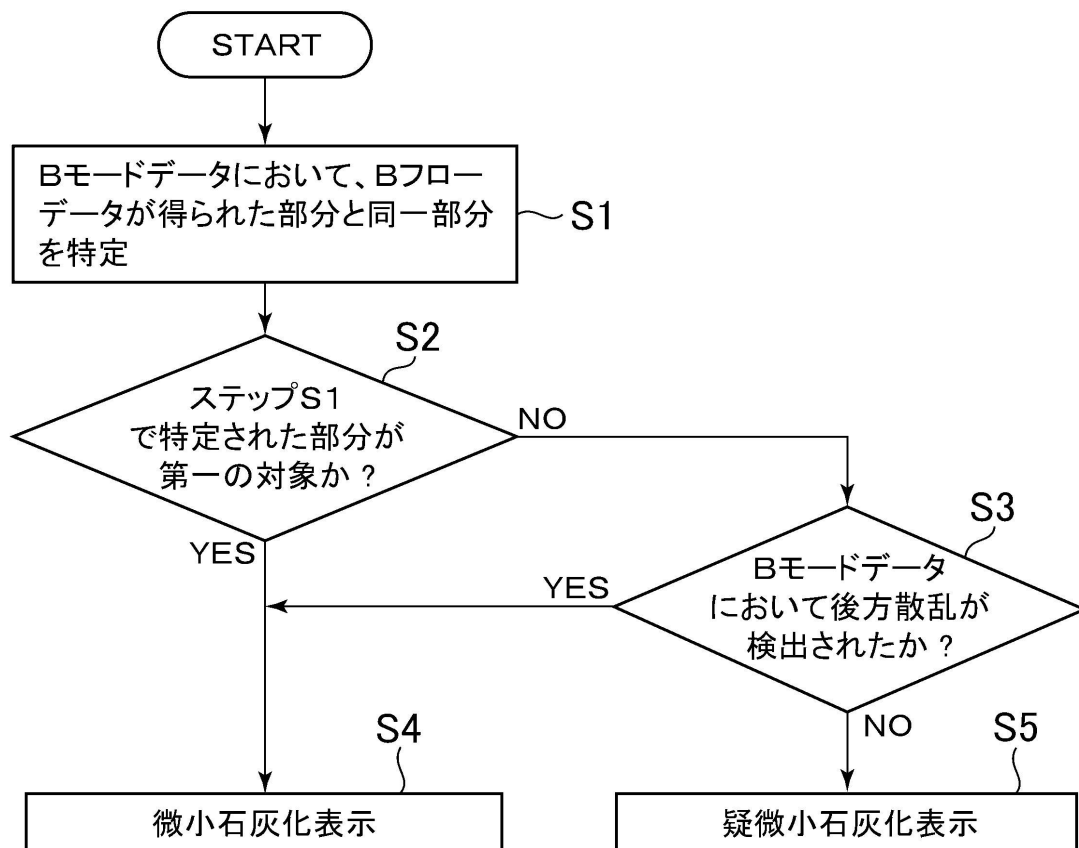
【図 2】



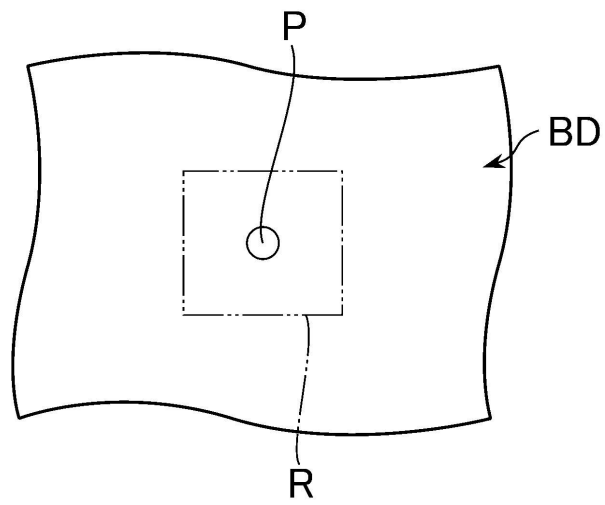
【図 3】



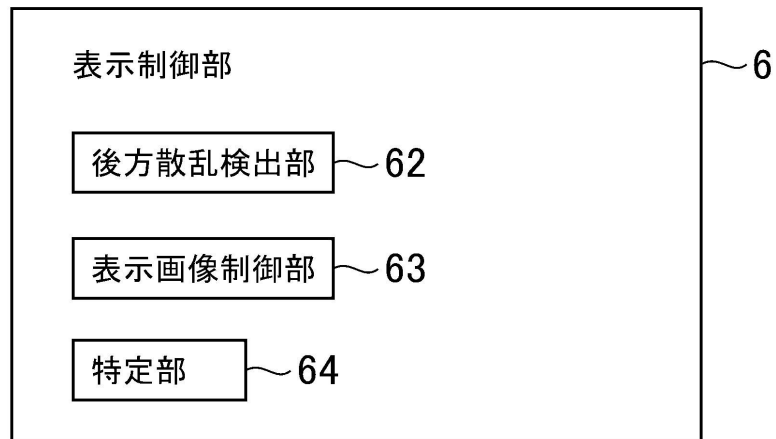
【図 4】



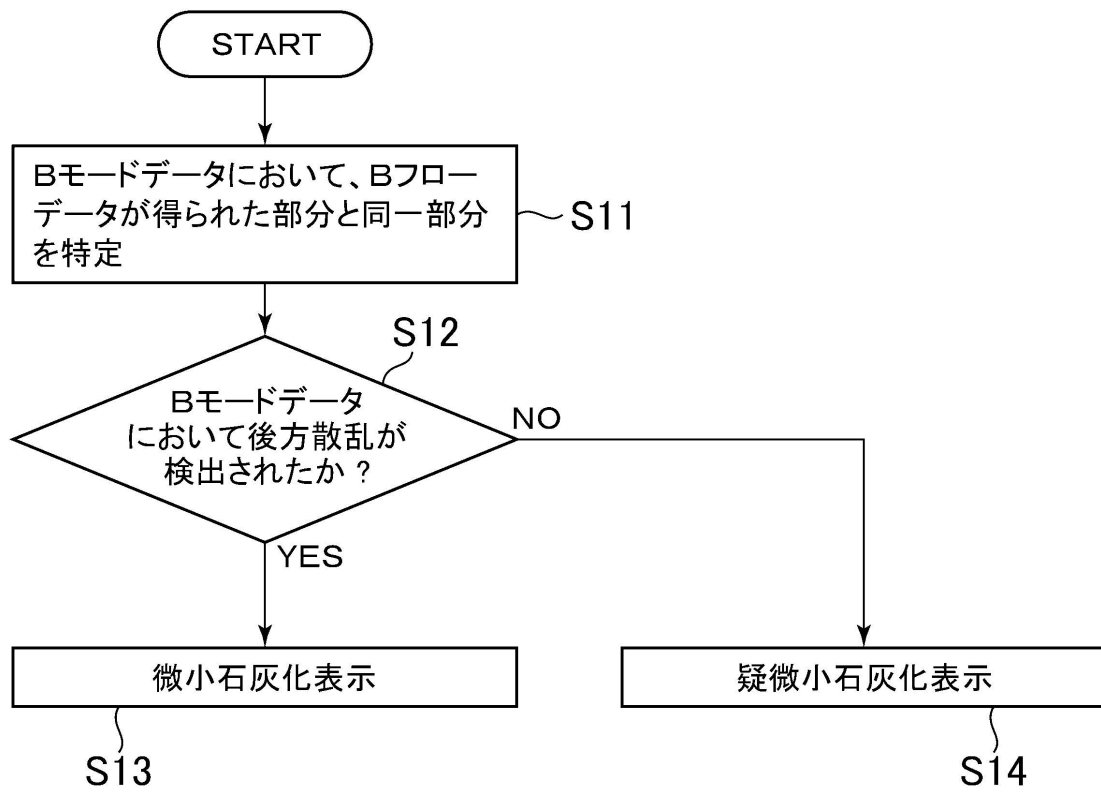
【図 5】



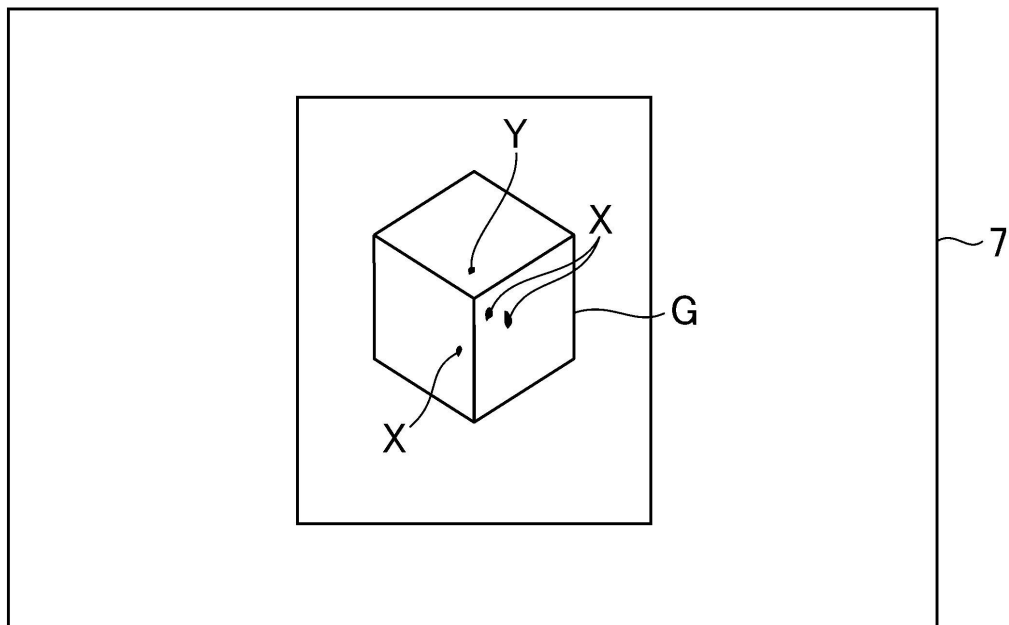
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-305475 (JP, A)
特開2006-305337 (JP, A)
特表2009-530068 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP5829102B2	公开(公告)日	2015-12-09
申请号	JP2011238146	申请日	2011-10-31
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	劉磊		
发明人	劉磊		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD08 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/JB49 4C601/JC05 4C601/JC07 4C601/KK12 4C601/KK18		
其他公开文献	JP2013094312A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，其能够更可靠地确认诸如微钙化部分的观察对象的存在。 解决方案：在B模式数据中，基于B模式数据的数据值判断对应于获得B流数据的部分的部分，无论它是第一对象还是第二对象。 确定单元61，用于基于B模式数据检测由确定单元确定为第二目标的部分的后向散射的后向散射检测单元62，以及第一确定单元61显示对象的图像的显示单元与未检测到后向散射的第二目标分开显示，其中被确定为目标的部分和检测到后向散射的第二目标被分开显示;和超声波诊断装置，包括：[选择图]图2

(21) 出願番号	特願2011-238146 (P2011-238146)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成23年10月31日 (2011.10.31)		
(65) 公開番号	特開2013-94312 (P2013-94312A)		
(43) 公開日	平成25年5月20日 (2013.5.20)		
審査請求日	平成26年6月12日 (2014.6.12)		
		(74) 代理人	100137545 弁理士 荒川 聡志
		(72) 発明者	劉磊 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	富永 昌彦
		最終頁に続く	