

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5823910号
(P5823910)

(45) 発行日 平成27年11月25日(2015.11.25)

(24) 登録日 平成27年10月16日(2015.10.16)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 8 (全 12 頁)

| | |
|--|---|
| <p>(21) 出願番号 特願2012-99640 (P2012-99640) (22) 出願日 平成24年4月25日 (2012. 4. 25) (65) 公開番号 特開2013-226230 (P2013-226230A) (43) 公開日 平成25年11月7日 (2013. 11. 7) 審査請求日 平成26年7月15日 (2014. 7. 15)</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 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 右▲高▼ 孝幸</p> |
|--|---|

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に送信された超音波のエコー信号を複数フレーム分重み付け加算して得られた超音波画像を表示させる表示制御部であって、心拍によって被検体の生体組織が動いて前記超音波画像にモーションアーチファクトが生じる期間として設定されたアーチファクト期間においては、該アーチファクト期間ではない期間において取得されたエコー信号よりも、前記アーチファクト期間に取得されたエコー信号の加算割合が小さい超音波画像を表示させる表示制御部

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記アーチファクト期間の受信ゲインを前記アーチファクト期間ではない期間の受信ゲインよりも低くするゲイン調節部を備え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】

前記超音波画像は B フロー画像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】

前記アーチファクト期間は、被検体の心拍情報に基づいて特定され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 5】

前記アーチファクト期間と該アーチファクト期間ではない期間とを識別するための報知を行なう報知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 6】

前記表示制御部が前記報知部であり、前記表示制御部は、前記アーチファクト期間と該アーチファクト期間ではない期間とを識別可能な識別可能画像を表示させ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】

前記表示制御部は、前記識別可能画像として、前記アーチファクト期間と該アーチファクト期間ではない期間とで異なる表示形態の超音波画像を表示させることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 8】

前記表示制御部は、前記識別可能画像として、前記アーチファクト期間又は該アーチファクト期間ではない期間のいずれかであることを示す指示画像を表示させることを特徴とする請求項 6 又は 7 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、心拍の影響によって超音波画像に生じるアーチファクトを抑制できる超音波診断装置に関する。

20

【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 o w) 画像が開示されている。B フロー画像は、c o d e d e x c i t a t i o n 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、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 (c o l o r) で表示される。

30

【0004】

ところで、乳癌になると、乳房組織に微小石灰化 (軟組織内における石灰化で平均直径が百 ~ 数百ミクロンのもの) が生じることが知られている。この微小石灰化部は、白黒の B フロー画像において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。

【先行技術文献】

【非特許文献】

40

【0005】

【非特許文献 1】Richard Y. chia o, 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

【非特許文献 3】Hamazaki Naoki, 外 11 名, 「the usefulness of B - FLOW COLOR for the subpleural l

50

esions」, 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

【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】

ところで、白黒のBフロー画像及びBフローカラー画像は、動いているものを画像化したものであるため、心拍によって被検体の生体組織が動くと、組織の動きによるアーチファクト、すなわちモーションアーチファクトが生じる。具体的には、白黒のBフロー画像は全体的に輝度が高くなり、Bフローカラー画像は全体がカラーで表示される。このようなモーションアーチファクトが生じると、微小石灰化部が全体に埋もれたようになり、識別することが困難になる。以上のようなことから、微小石灰化部の視認性確保等を目的として、白黒のBフロー画像及びBフローカラー画像などの超音波画像において、心拍によって生じるモーションアーチファクトを抑制できる超音波診断装置が望まれている。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上述の課題を解決するためになされた発明は、超音波画像を作成するための被検体への超音波の送受信を制御する制御部であって、心拍によって被検体の生体組織が動いて前記超音波画像にモーションアーチファクトが生じる期間として設定されたアーチファクト期間においては超音波の受信を停止させる制御部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0009】

また、他の観点の発明は、上記観点の発明において、前記アーチファクト期間においては、該アーチファクト期間ではない期間における超音波の送受信によって取得されたエコー信号に基づいて作成された超音波画像を表示させる表示制御部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0010】

また、他の観点の発明は、被検体に送信された超音波のエコー信号を複数フレーム分重み付け加算して得られた超音波画像を表示させる表示制御部であって、心拍によって被検体の生体組織が動いて前記超音波画像にモーションアーチファクトが生じる期間として設定されたアーチファクト期間においては、該アーチファクト期間ではない期間において取得されたエコー信号よりも、前記アーチファクト期間に取得されたエコー信号の加算割合が小さい超音波画像を表示させる表示制御部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。さらに、前記アーチファクト期間の受信ゲインを前記アーチファクト期間ではない期間の受信ゲインよりも低くするゲイン調節部を備えていてもよい。

【発明の効果】

【0011】

上記観点の発明によれば、心拍によって被検体の生体組織が動いて前記超音波画像にモーションアーチファクトが生じる期間として設定されたアーチファクト期間においては、超音波の受信が停止されることによって、心拍によるモーションアーチファクトを抑制す

10

20

30

40

50

ることができる。

【0012】

また、上記他の観点の発明によれば、前記アーチファクト期間において超音波の受信が停止され、なおかつ前記アーチファクト期間ではない期間において取得されたエコー信号に基づいて作成された超音波画像が表示されるので、心拍によるモーションアーチファクトがより一層抑制された超音波画像を表示することができる。

【0013】

また、上記他の観点の発明によれば、前記アーチファクト期間においては、アーチファクト期間ではない期間において取得されたエコー信号よりも、アーチファクト期間に取得されたエコー信号の加算割合が小さい超音波画像が表示されるので、心拍によるモーションアーチファクトが抑制された超音波画像を表示することができる。さらに、前記アーチファクト期間の受信ゲインを前記アーチファクト期間ではない期間の受信ゲインよりも低くすることにより、心拍によるモーションアーチファクトがより一層抑制された超音波画像を表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明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】表示部に表示された画像を示す図である。

【図3】超音波の送受信の制御を説明する図である。

【図4】心室の拡張期及び縮小期と超音波の送受信の制御との関係を説明する図である。

【図5】収縮期において表示部に表示された画像を示す図である。

【図6】Bフロー画像からなる超音波画像が表示された表示部を示す図である。

【図7】第二実施形態において、心室の拡張期及び縮小期におけるBフローカラー画像用の受信ゲイン及び重み付け係数を説明する図である。

【図8】アーチファクト期間の他例を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の実施形態について説明する。

(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、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。

【0016】

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。

【0017】

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8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、所定の受信ゲイン(gain)で増幅する増幅処理、A/D変換、整相加算処理等の信号処理(受信処理)を行なう。前記送受信部3は、超音波の送信と受信とを切り替える送受信切替スイッチ(図示省略)を有している。

【0018】

前記エコーデータ処理部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、対数圧縮処理及び包絡線検波処理を含む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、前記エコーデータ処理部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フロー処理を行ない、Bフローデータを作成する。

【0019】

10

20

30

40

50

前記表示制御部 5 は、前記エコーデータ処理部 4 で得られた B モードデータ及び B フローデータを、スキャンコンバータ (scan converter) によって走査変換して B モード画像データ及び B フロー画像データを作成する。また、前記表示制御部 5 は、前記 B モード画像データ及び前記 B フロー画像データに基づいて、B モード画像 B G に B フロー画像 B F G が重畳された超音波画像 U G を前記表示部 6 に表示させる (図 2 参照) 。前記表示制御部 5 は、本発明における表示制御部の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 0 】

前記 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 B フロー画像や、移動体の速度や移動方向に応じた色相を有する B フローカラー画像である。

【 0 0 2 1 】

また、前記表示制御部 5 は、被検体の E C G (electrocardiogram) 信号を取得する心電計 1 0 0 から前記制御部 8 に入力された E C G 信号の波形 S を、前記超音波画像 U G とともに前記表示部 6 に表示させる。

【 0 0 2 2 】

前記表示部 6 は、例えば L C D (Liquid Crystal Display) や C R T (Cathode Ray Tube) などである。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。

【 0 0 2 3 】

前記制御部 8 は、特に図示しないが C P U (Central Processing Unit) を有して構成される。この制御部 8 は、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。詳細は後述する。前記制御部 8 は、本発明における制御部の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 4 】

前記記憶部 9 は、HDD (ハードディスクドライブ : Hard Disk Drive) や半導体メモリ (memory) である。

【 0 0 2 5 】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。前記超音波プローブ 2 によって超音波の送受信が開始されると、前記表示制御部 5 は、図 2 に示すように前記表示部 6 に超音波画像 U G を表示させる。この超音波画像 U G は、B モード画像 B G に B フロー画像 B F G が重畳された画像である。B フロー画像 B F G は、関心領域 R 内に表示されている。本例では、B フロー画像 B F G は B フローカラー画像であるものとする。

【 0 0 2 6 】

また、前記表示制御部 5 は、前記超音波画像 U G とともに E C G 信号の波形 S を前記表示部 6 に表示させる。図において、前記 E C G 信号の波形 S は、時間の経過とともに右から左へ移動する。前記 E C G 信号の波形 S の右端が現時点を意味している。

【 0 0 2 7 】

前記制御部 8 は、図 3 に示すように、B モード画像用の超音波の送受信と、B フローカラー画像用の超音波の送受信とが交互に行われるよう、超音波の送受信を制御する信号を出力する。B モード画像用の超音波の送受信は、B モードデータの作成に適したスキャンパラメータによる超音波の送受信である。また、B フローカラー画像用の超音波の送受信は、B フローデータの作成に適したスキャンパラメータによる超音波の送受信である。

【 0 0 2 8 】

また、前記制御部 8 は、前記心電計 1 0 0 から入力される E C G 信号に基づいて、超音波の送受信を制御する信号を出力する。前記制御部 8 は、心拍によって被検体の生体組織が動いて前記 B フロー画像 B F G にモーションアーチファクトが生じる期間として設定されたアーチファクト期間においては、超音波の受信を停止する制御信号を出力する。前記アーチファクト期間として、心周期における所定の期間が設定される。本例では、前記アーチファクト期間として心室の収縮期が設定されているものとする。前記制御部 8 は、前記 E C G 信号に基づいて収縮期を特定し、超音波の送受信を制御する信号を出力する。例

10

20

30

40

50

えば、前記制御部 8 は、E C G 信号の波形における R 波を検出して、この R 波の検出から所定時間経過までの期間を、収縮期として特定する。

【 0 0 2 9 】

より詳細には、図 4 に示すように、心室の収縮期においては、B モード画像用の超音波の送受信及び B フローカラー画像用の超音波の送信が行われ、B フローカラー画像用の超音波の受信が停止されるように制御信号を出力する。すなわち、心室の収縮期においては、B モード画像用の超音波の送信及び受信と B フローカラー画像用の超音波の送信とが交互に行われる。ただし、B フローカラー画像用の超音波の受信は停止される。一方、前記制御部 8 は、心室の拡張期においては、B モード画像用の超音波の送信及び受信と B フローカラー画像用の超音波の送信及び受信が行われるように制御信号を出力する。なお、図 4 においては、一心周期のみ示されている。

10

【 0 0 3 0 】

超音波の受信の停止とは、例えば、前記送受信部 3 の前記送受信切替スイッチを受信側に切り替えずに送信状態のままとし、前記送受信部 3 における前記受信処理を行なわないことを意味する。

【 0 0 3 1 】

前記表示制御部 5 は、収縮期においては、拡張期に取得されたエコー信号に基づく B フロー画像 B F G を表示させる。また、前記表示制御部 5 は、拡張期と収縮期とで異なる表示形態となるように、前記 E C G 信号の波形 S を表示させる。例えば、拡張期と収縮期とで異なる色で前記 E C G 信号の波形 S を表示させる。この場合、前記表示制御部 5 は、図 5 に示すように、前記 E C G 信号の波形 S の色と同じ色で前記関心領域 R の輪郭 R L を表示させる。図 5 では、便宜上収縮期が破線で示され、拡張期が実線で示されているが、異なる色で表示されているものとする。図 5 では、収縮期における表示が示されている。

20

【 0 0 3 2 】

このように拡張期と収縮期とを識別することができる画像が表示されることにより、操作者は、収縮期においては、拡張期に取得されたエコー信号に基づく B フロー画像 B F G が表示されていることを知ることができる。拡張期と収縮期とで異なる色で表示される前記波形 S 及び前記輪郭 R L は、本発明における識別可能画像及び指示画像の実施の形態の一例である。また、前記表示制御部 5 は、本発明における報知部の実施の形態の一例である。

30

【 0 0 3 3 】

ちなみに、収縮期において、B モード画像用の超音波の受信は行われているので、この収縮期の受信によって得られたエコー信号に基づく B モード画像が表示される。

【 0 0 3 4 】

また、前記表示制御部 5 は、拡張期と収縮期とで、異なる色で前記 B フロー画像 B F G を表示させてもよい。このように拡張期と収縮期とで B フロー画像 B F G の表示形態を変えることによって、操作者は、収縮期においては、拡張期に取得されたエコー信号に基づく B フロー画像 B F G が表示されていることを知ることができる。拡張期と収縮期とで異なる色で表示される B フロー画像 B F G は、本発明における識別可能画像の実施の形態の一例である。

40

【 0 0 3 5 】

前記制御部 8 は、収縮期から拡張期になると、B フローカラー画像用の超音波の受信を再開させ、この受信で得られたエコー信号に基づく B フロー画像 B F G を表示させる。

【 0 0 3 6 】

以上説明した本例の超音波診断装置 1 によれば、心拍によって生体組織が動く収縮期においては、B フローカラー画像用の超音波の受信が停止され、拡張期において取得されたエコー信号に基づく B フロー画像 B F G が表示されるので、モーションアーチファクトが抑制された B フロー画像 B F G を表示させることができる。これにより、B フロー画像 B F G において、微小石灰化部の視認性を確保することができる。

【 0 0 3 7 】

50

ちなみに、上述した超音波の受信停止の機能、拡張期と縮小期とを識別することができる画像の表示機能、拡張期と縮小期とでBフロー画像BFGの表示形態を変える機能を、前記操作部7においてオン(on)オフ(off)することができるようになっていてもよい。

【0038】

次に、第一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。前記制御部8は、前記アーチファクト期間として設定された心室の収縮期において、Bフローカラー画像用の超音波の受信の停止のほか、超音波の送信も停止させてもよい。

【0039】

次に、第二変形例について説明する。前記Bフロー画像BFGは、白黒のBフロー画像であってもよい。この場合、Bモード画像用の超音波の送受信は行われず、Bフロー画像用の超音波の送受信のみを行なう。従って、前記制御部8は、心室の収縮期においては、Bフロー画像用の超音波の送信のみが行なわれて受信が停止され、心室の拡張期においては、Bフロー画像用の超音波の送信及び受信が行われるように制御信号を出力する。

【0040】

表示制御部5は、図6に示すように、前記表示部6にBフロー画像BFGからなる超音波画像UGを表示させる。この場合、前記表示制御部5は、拡張期と収縮期とで異なる色で表示されるECG信号の波形Sの色と同じ色の識別画像Xを表示させてもよい。本例では、識別画像Xは円形状であり、前記Bフロー画像BFGの右上に表示される。ただし、前記識別画像Xの形状や表示位置はこれに限定されるものではない。このような識別画像Xにより、拡張期と収縮期とを識別することができる。

【0041】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。本例の超音波診断装置は、図1に示す超音波診断装置1と同一の構成であり、以下第一実施形態と異なる事項について説明する。

【0042】

本例においては、Bフローカラー画像用の超音波の受信において、前記送受信部3によってエコー信号の増幅処理の受信ゲインが調節されるように、前記制御部8は制御信号を出力する。前記送受信部3及び制御部8は、本発明におけるゲイン調節部の実施の形態の一例である。

【0043】

前記制御部8は、前記ECG信号に基づいて制御信号を出力する。前記制御部8は、Bフローカラー画像用の超音波の受信において、図7に示すように、第一実施形態と同様に前記アーチファクト期間として設定された心室の収縮期の受信ゲインG1が、心室の拡張期の受信ゲインG2よりも低くなるよう制御信号を出力する($G1 < G2$)。ただし、Bモード画像用の受信ゲインについては、収縮期と拡張期とで変えることなく一定とする。

【0044】

前記表示制御部5は、複数フレームのデータを重み付け加算して得られたデータに基づく超音波画像UGを表示させる。重み付け加算は、前記エコーデータ処理部4が、スキャンコンバータによって走査変換される前のローデータ(raw data)について行なってもよいし、前記表示制御部5が、走査変換後の画像データについて行なってもよい。また、Bフロー画像BFGのみについて重み付け加算されたデータに基づく画像を表示し、Bモード画像BGについては重み付け加算されない画像を表示してもよい。

【0045】

本例の重み付け加算について具体的に説明する。前記表示制御部5は、 n (n :自然数)フレーム目の超音波画像UGとして、直前のフレーム、すなわち($n-1$)フレーム目のエコー信号に基づくデータ d_{n-1} と、 n フレーム目のエコー信号に基づくデータ d_n とを重み付け加算して得られたデータDに基づく超音波画像を前記表示部6に表示させる。すなわち、下記(式1)によってデータDが作成される。

$$D = (1 - k) d_{n-1} + k d_n \quad \dots \text{(式1)}$$

10

20

30

40

50

ただし、(式1)において、 k は重み付け係数である。

【0046】

n フレーム目が心室の収縮期である時の重み付け係数 k を k_1 、 n フレーム目が心室の拡張期である時の重み付け係数 k を k_2 とすると、 $k_1 < k_2$ とする。これにより、心室の収縮期においては、 n フレーム目よりも前のデータの加算割合が大きくなるように重み付け加算が行われる。従って、収縮期においては、拡張期に取得されたエコー信号に基づくデータの加算割合よりも、収縮期に取得されたエコー信号に基づくデータの加算割合が小さくなる。

【0047】

前記重み付け係数 k を $k_1 < k_2$ とするのは、Bフロー画像を作成する場合のみであり、Bモード画像の作成においては、これとは異なる重み付け係数 k が設定されていてもよい。

10

【0048】

本例によれば、収縮期の受信ゲインが拡張期よりも小さく、なおかつ収縮期に取得されたエコー信号に基づくデータの加算割合が小さくなるので、モーションアーチファクトが抑制されたBフロー画像BFGを表示させることができる。これにより、Bフロー画像BFGにおいて、微小石灰化部の視認性を確保することができる。

【0049】

ちなみに、本例においても、第一実施形態と同様に、前記表示制御部5は、収縮期において、重み付け加算して得られた画像ではなく、拡張期に取得されたエコー信号に基づくBフロー画像BFGを表示させてもよい。また、第一実施形態と同様に、前記ECG信号の波形S及び前記関心領域Rの輪郭RLが、収縮期と拡張期とで異なる色で表示されてもよい。また、収縮期と拡張期とで異なる色でBフローカラー画像が表示されてもよい。さらに、Bフロー画像BFGが白黒のBフロー画像である場合、第一実施形態の第二変形例と同様に、識別画像Xが表示されてもよい。

20

【0050】

また、上述した収縮期と拡張期とでゲインを変更する機能、収縮期と拡張期とで重み付け係数を変更する機能を、前記操作部7においてオンオフすることができるようになっていてもよい。

【0051】

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、心周期における前記アーチファクト期間として、心室の収縮期が設定されているがこれに限られるものではない。図8に示すように、収縮期の始まりから所定時間 t_1 が経過するまでの期間である等容収縮期と、拡張期の始まりから所定時間 t_2 が経過するまでの期間である等容拡張期(等容弛緩期)は、心拍によるモーションアーチファクトのおそれが少ない。そこで、心周期において、等容収縮期及び等容弛緩期ではない期間TA, TBが前記アーチファクト期間として設定されていてもよい。

30

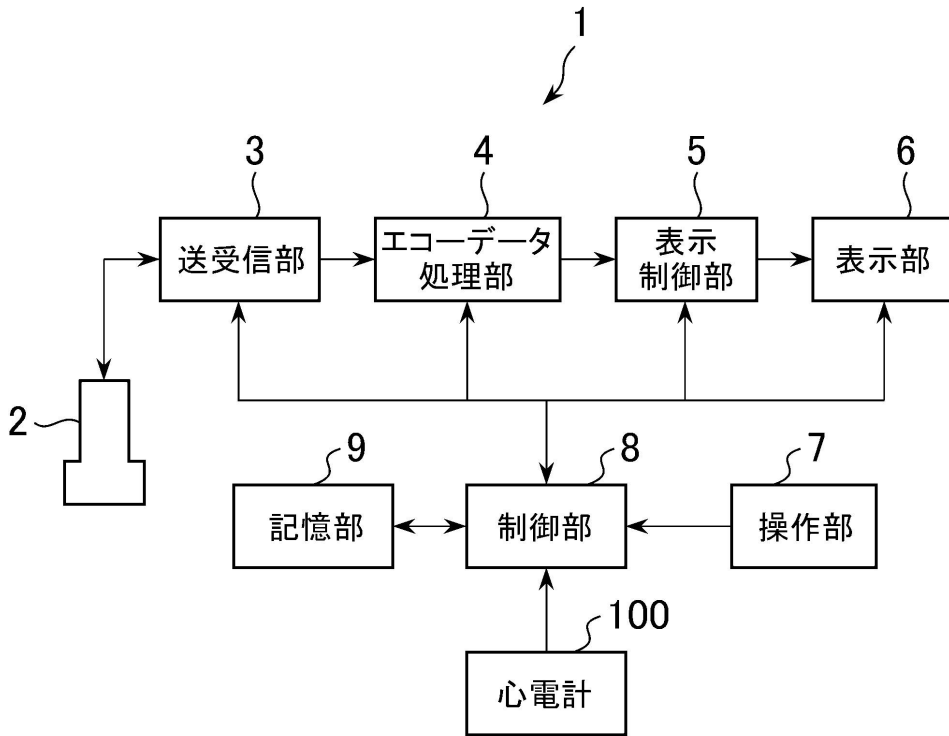
【符号の説明】

【0052】

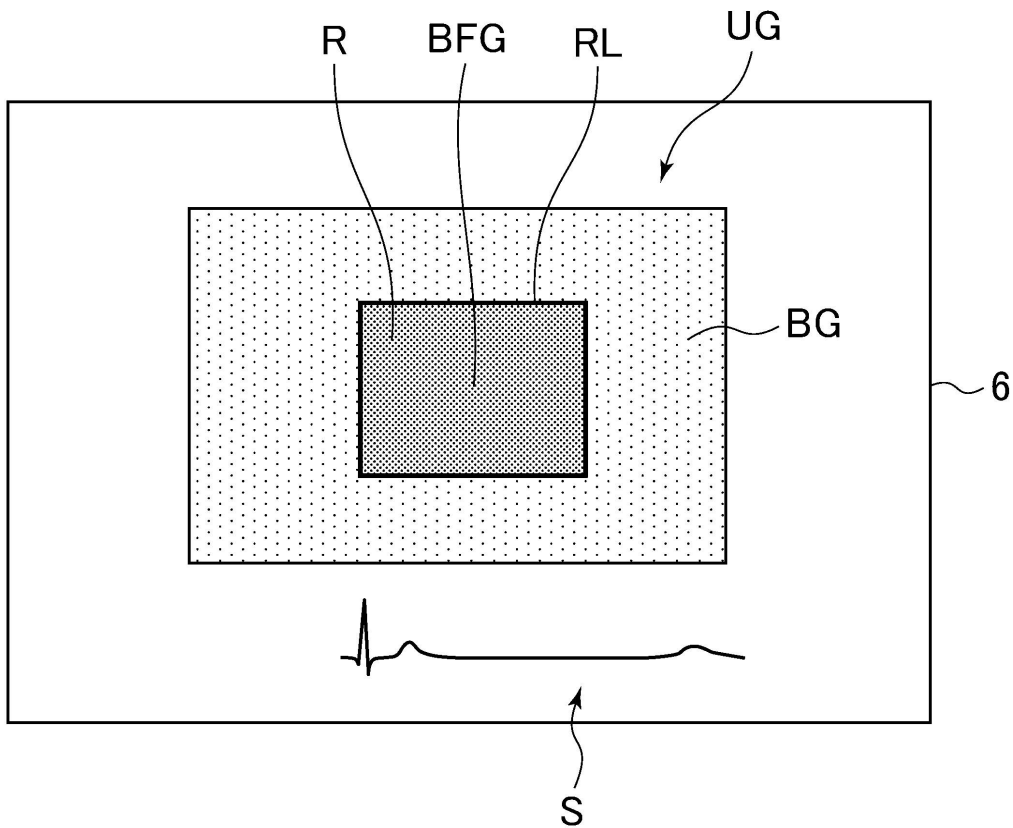
- 1 超音波診断装置
- 5 表示制御部
- 8 制御部

40

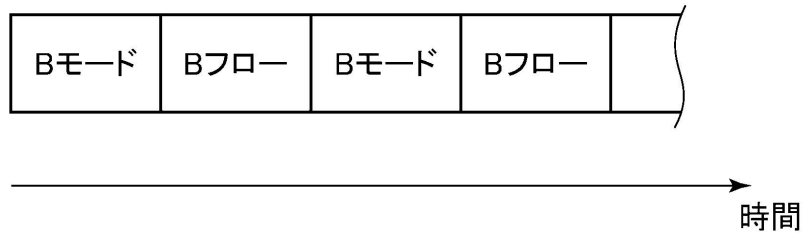
【図1】



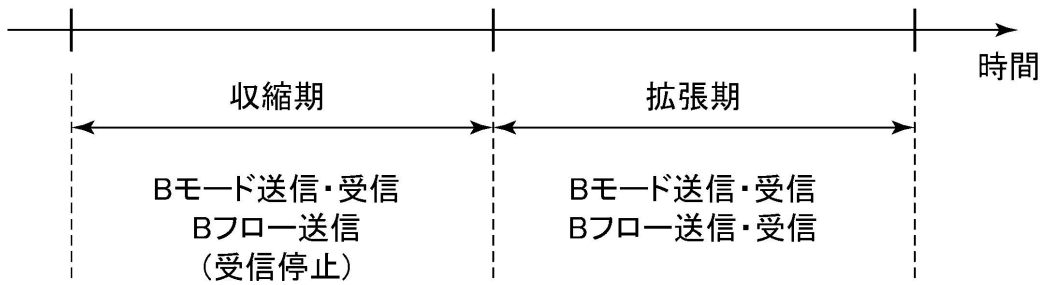
【図2】



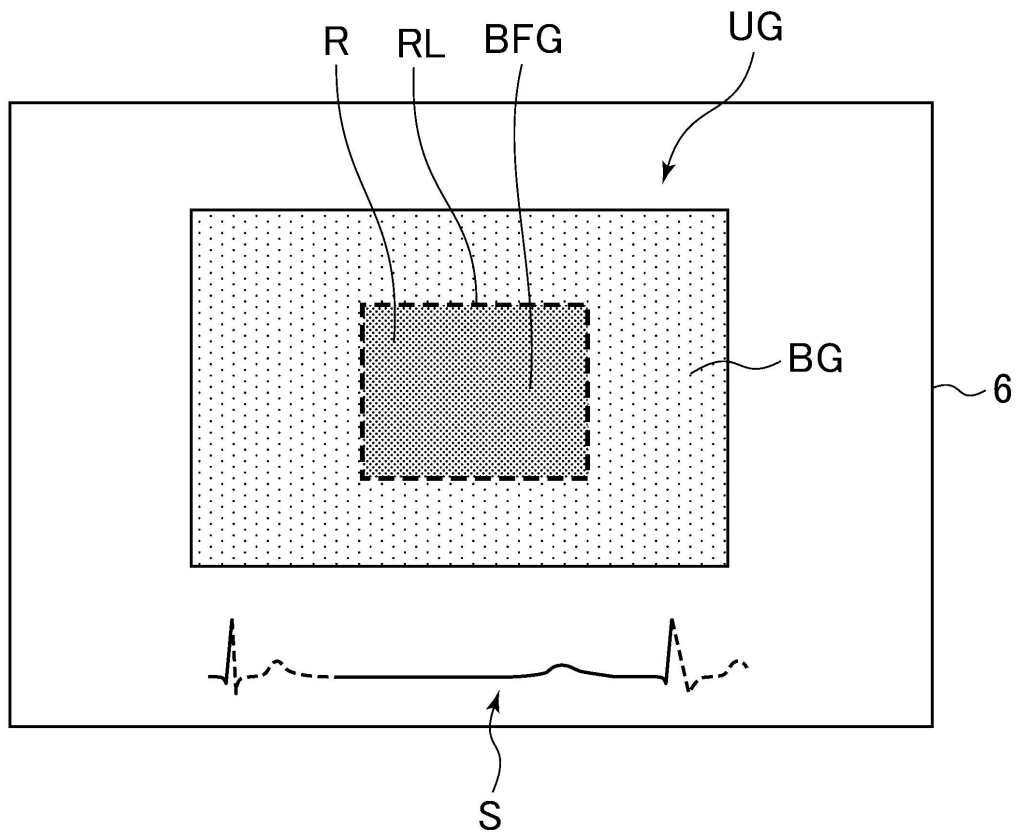
【図3】



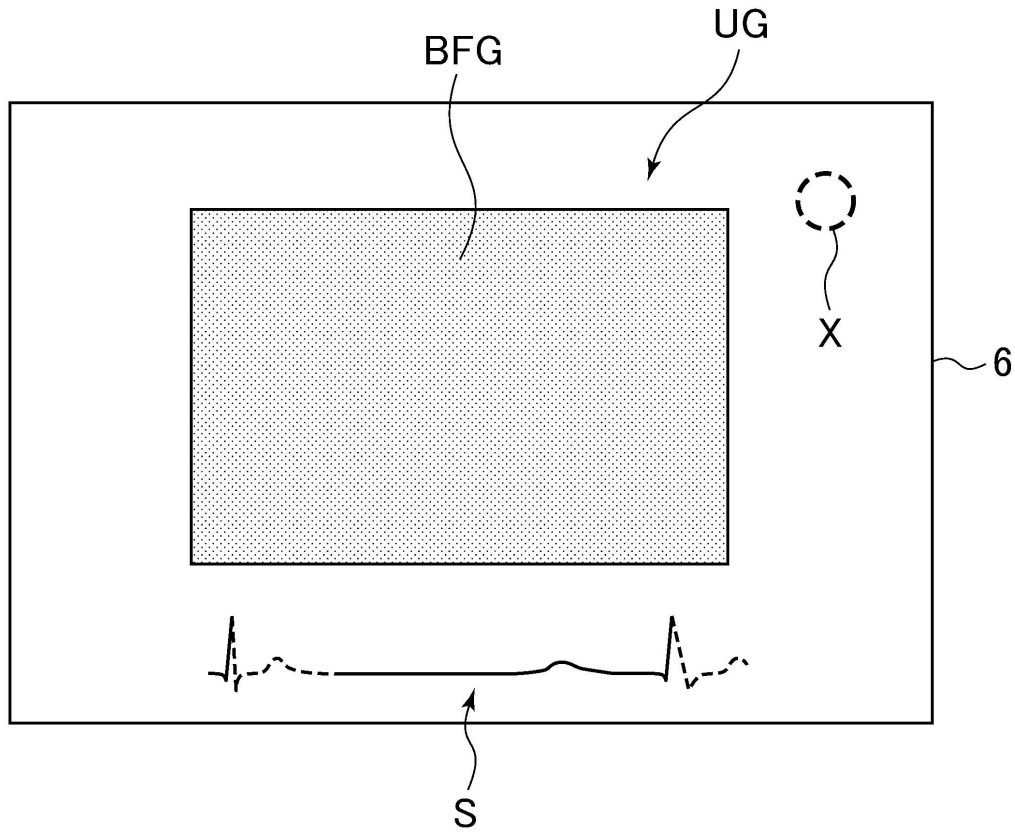
【図4】



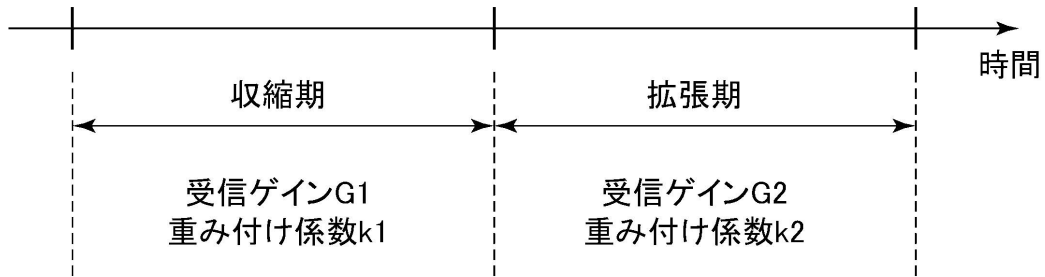
【図5】



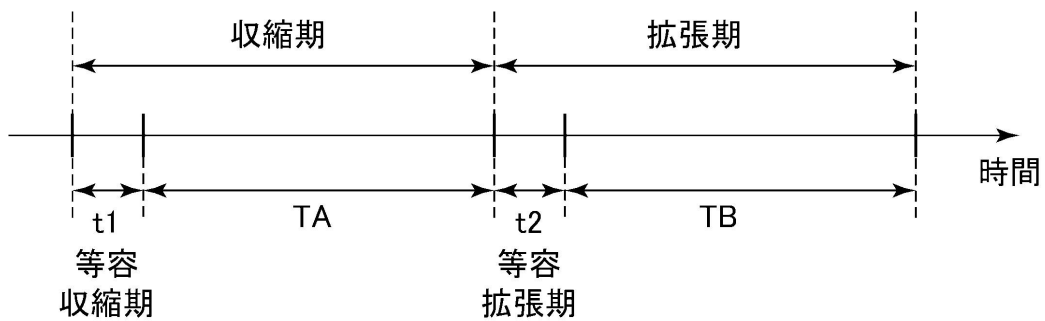
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 米国特許第5709210 (U S , A)
特開平3-292942 (J P , A)
特開2005-305129 (J P , A)
特開2006-141994 (J P , A)
特開2011-24828 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 6

| | | | |
|---------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声诊断设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP5823910B2 | 公开(公告)日 | 2015-11-25 |
| 申请号 | JP2012099640 | 申请日 | 2012-04-25 |
| 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 | 劉磊 | | |
| 发明人 | 劉磊 | | |
| IPC分类号 | A61B8/06 | | |
| FI分类号 | A61B8/06 A61B8/14 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/DD03 4C601/DD30 4C601/EE30 4C601/FF08 4C601/HH02 4C601/HH09 4C601/JB11 4C601/JC17 4C601/KK12 4C601/KK18 | | |
| 其他公开文献 | JP2013226230A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种能够控制由心跳引起的运动伪影的超声诊断设备。解决方案：超声波诊断装置包括控制部分，该控制部分用于控制去往/来自对象的超声波的发送/接收以产生超声图像，并且用于停止收缩期中的超声波的发送/接收，所述收缩期被设置为其中的活组织的相位。受试者随心跳移动以在B流图像中产生伪影。超声波诊断装置还包括显示控制部分，用于显示B-流图像，该B-流图像是基于在收缩期中通过舒张期的超声波的发送/接收获得的回波信号而生成的。基于ECG信号识别收缩期和舒张期。

| | | | |
|-----------|-------------------------------|-----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2012-99640 (P2012-99640) | (73) 特許権者 | 300019238 |
| (22) 出願日 | 平成24年4月25日 (2012. 4. 25) | | 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2013-226230 (P2013-226230A) | | アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドグユー・ブルバード・ダブルユー・710・3000 |
| (43) 公開日 | 平成25年11月7日 (2013. 11. 7) | | (74) 代理人 100137545 |
| 審査請求日 | 平成26年7月15日 (2014. 7. 15) | | 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 右▲高▼ 幸幸 |
| | | | 最終頁に続く |